

Parto computacional assistido

Gaspar Tiago Pereira Roriz

Dissertação do MIEM

Orientador na FEUP.

Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente

Coorientador na FEUP.

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge



FEUP

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Fevereiro de 2015

Our ambition should be to rule ourselves,
the true kingdom for each one of us;
and true progress is to know more,
and be more,
and to do more.

Oscar Wilde

Resumo

O nascimento é, normalmente, um processo natural e fisiológico, mas sempre bastante complexo e representa o fenómeno que permite a perpetuação da espécie. Para a adequada assistência em obstetrícia é fundamental uma compreensão detalhada do mecanismo do parto, bem como da contratilidade uterina, da pelve materna e das suas relações com o feto.

O trabalho de parto (TP) disfuncional, que corresponde a cerca de 20% de todos os TPs, caracteriza-se por progressão lenta e anormal, devido a problemas de incompatibilidade entre o feto e a pelve materna, conduzindo, por vezes, à sua instrumentação ou recurso a cesariana.

O parto vaginal instrumentado utiliza fórceps ou vácuo-extrator (vulgarmente conhecido como ventosa), que são utilizados como auxiliares do nascimento. O uso criterioso destes instrumentos apresenta especial importância na assistência do segundo período do parto.

O Método de Elementos Finitos (MEF), utilizado neste trabalho, teve origem no final século XVIII, facilitando a resolução das equações algébricas de grande dimensão. Este método é o preferido para a solução numérica de problemas contendo muitas equações diferenciais parciais, especialmente quando a geometria da região, condições fronteira ou os carregamentos são mais complexos.

Devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, o MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas quando, por exemplo, se pretende analisar cargas, tensões, deformações ou deslocamentos.

O conhecimento das alterações biomecânicas poderá ajudar a explicar fenómenos conhecidos associados com o parto e a gravidez, como danos nos tecidos do pavimento pélvico, ou lesões no feto. Neste trabalho, o MEF é utilizado para realizar um estudo biomecânico de um parto assistido por ventosa. Este modelo simula os ossos pélvicos, músculos do pavimento pélvico, feto e ventosa, medindo o alongamento e deformações do pavimento pélvico, provocados pela passagem do feto, durante um parto vaginal.

Nesta simulação, recorreu-se a um vácuo-extrator (ventosa) para poder extrair a criança da pelve materna até ao ponto em que o médico possa retirar o bebé, auxiliado pelas mãos. Este processo baseou-se na introdução de uma força na ventosa, força essa que permitisse o deslocamento do feto.

O objetivo do presente trabalho é contribuir para a clarificação dos diversos mecanismos que interagem entre si, durante um parto instrumentado. Deste modo, recorre-se à utilização de simulações numéricas, baseadas no MEF, para simular um parto vaginal instrumentado

Abstract

Birth is, normally, a natural physiological process, but always-quite complex. Birth is the phenomenon that allows the continuation of the species. For a proper care in obstetrics it is essential a detailed understanding of the mechanism of labor as well as the uterine contractility, the maternal pelvis and its relationship with the fetus.

A dysfunctional labor, which corresponds to about 20% of all labors, is characterized by a slow and abnormal progression of the fetus, due to problems of incompatibility between the fetus and the maternal pelvis. A dysfunctional labor can lead to the use of instrumentation or use of a cesarean section.

An instrumented vaginal delivery normally uses forceps or vacuum extractors, which are used as auxiliary tools to aid birth. A careful use of these instruments is of special importance in the second stage of labor.

The Finite Element Method (FEM), used in this work, originated in the late eighteenth century, enabling the resolution of algebraic equations of large dimensions. This method is the most used method for the numerical solution of partial differential equations, especially when the geometry of the region or boundary conditions are complex.

Due to its wide applicability and efficiency, the FEM can be used in several areas of exact and biological sciences when one intends to analyze loads, stresses or displacements, for example.

The knowledge of the biomechanical changes may help explain known phenomena associated with childbirth and pregnancy, such as the damage of the pelvic floor tissues. In this work, the FEM is used to perform a biomechanical study of a birth assisted by vacuum extractor. This model simulates the pelvic bones, pelvic floor muscles and the fetus by measuring the elongation and deformation of the pelvic floor caused by the passage of the fetus during a vaginal delivery.

In this simulation, a vacuum extractor was used in order to extract the fetus head from the maternal pelvis, to the extent to which the doctor can remove the baby, aided by its hands. This process was based on the introduction of a pulling force, and it is this force that allows the displacement of the fetus.

The objective of this study is to contribute to the clarification of the various mechanisms that interact with each other during an instrumented vaginal delivery. Thus, numerical simulations, based on FEM, are used to simulate an instrumented vaginal delivery.

Résumé

La naissance est, normalement, un processus naturel et physiologique mais ce processus reste tout de même assez complexe. Il représente le phénomène qui permet la perpétuation des espèces. Pour une assistance obstétrique adéquate, il est fondamental de comprendre en détails le mécanisme de l'accouchement, ainsi que celui de la contraction utérine, du bassin et de leur lien avec le fœtus.

Le travail (de l'accouchement) dysfonctionnel, correspondant à environ 20% de tous les travaux, se caractérise par une progression lente et anormale dû aux problèmes d'incompatibilité entre le fœtus et le bassin, entraînant, parfois, une extraction instrumentale ou le recours à une césarienne.

L'accouchement par voie basse peut demander l'utilisation de forceps ou de vacuum extractor (plus communément appelé ventouse obstétricale) qui sont utilisés comme aide à l'accouchement. L'utilisation rigoureuse de ces instruments est d'une importance primordiale en ce qui concerne l'assistance aux deuxième stade de l'accouchement.

La méthode des éléments finis (MEF) employée dans ce travail tire ses origines à la fin du XVIIIème siècle et facilite la résolution des équations algébriques de grande dimension. Cette méthode est préférable pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles, particulièrement lorsque la géométrie de la région, les conditions limites ou les chargements sont plus complexes.

Dû à sa grande applicabilité et efficience, la MEF peut être utilisé dans de divers domaines des sciences exactes et biologiques lorsque, par exemple, l'objectif est d'analyser des chargements, des tensions ou des déplacements.

La connaissance des altérations biomécaniques pourra aider à expliquer des phénomènes connus associés à l'accouchement et à la grossesse, notamment en ce qui concerne les dommages sur les tissus du plancher pelvien. Dans ce travail, la MEF est utilisé pour réaliser une étude biomécanique sur l'accouchement assisté recourant à la ventouse. Ce modèle simule les os pelviens, les muscles du plancher pelvien, mesurant les étirements et déformations du plancher pelvien provoqués par le passage du fœtus pendant un accouchement par voie basse.

Dans cette simulation, nous avons eu recours à un vacuum extractor (ventouse obstétricale) pour pouvoir extraire l'enfant du bassin jusqu'à ce que le médecin puisse le retirer

manuellement. Ce processus s'est fondé sur l'introduction d'une force dans la ventouse, ce qui a permis son déplacement.

L'objectif de ce travail est de contribuer à clarifier les divers mécanismes qui interagissent entre eux pendant un accouchement instrumentalisé. De cette manière, nous avons recours à l'utilisation de simulations numériques, fondées sur la MEF, afin de simuler un accouchement par voie basse instrumentalisé.

Agradecimentos

Este espaço é dedicado àqueles que deram a sua contribuição para que esta dissertação fosse realizada. A todos eles deixo aqui o meu agradecimento sincero.

O principal prejudicado com esta minha dissertação foi o meu orientador, Professor Doutor Marco Parente. A ele, antes de a quaisquer outros, devo o profundo agradecimento pelo modo como me aturou, pelo modo como sempre me apoiou e acompanhou ao longo desta árdua dissertação. As notas dominantes da sua orientação foram a utilidade das suas recomendações e a cordialidade com que sempre me recebeu. Estou grato por ambas e também pela liberdade de ação que me permitiu, que foi decisiva para que este trabalho contribuísse para o meu desenvolvimento pessoal.

Aos meus pais, Jorge e Maria pela forma como me inculcaram a alegria de viver, fazer tudo o melhor possível e a confiança necessária para realizar os meus sonhos.

Ao António de Pinho, meu colega de residência que sempre me ajudou na parte da orientação do Mecanismo do Parto, uma vez que ele está no 3º ano em medicina na Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, que sempre me incentivou, mesmo quando estava mais desanimado.

Deixo também uma palavra de agradecimento ao INEGI por me deixar utilizar as instalações.

Índice

Índice de Figuras	xvii
Índice de Tabelas	xxi
Índice de Quadros.....	xxiii
Simbologia	xxv
Acrónimos	xxix
1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos	1
2. Parto.....	5
2.1. Pelve materna.....	5
2.2. Contratilidade uterina	9
2.3. Mecanismo do parto.....	9
2.4. Tempos do mecanismo do parto	10
2.5. Efeitos do mecanismo do parto.....	14
3. Assistência ao trabalho de parto	15
3.1. Conceito	15
3.2. Fases clínicas do parto	15
3.3. Ultrassonografia.....	16
3.4. Diagnóstico de trabalho de parto	16
3.5. Procedimentos de rotina.....	17
3.6. Pré-parto.....	18
3.7. Avaliação materna	19
3.8. Avaliação fetal	19
3.9. Amnioinfusão.....	20
3.10. Avaliação da progressão do trabalho de parto	21
3.11. Assistência ao segundo período do parto.....	22
4. Parto disfuncional	25
4.1. Diagnóstico e caracterização clínica.....	25
4.2. Fisiopatologia.....	28
4.3. Fatores de risco	32
4.4. Tratamento	33
5. Indução do Parto	35
5.1. Avaliação pré-indução	35

5.2.	Indução em situações especiais.....	38
6.	Parto vaginal instrumentado.....	39
6.1.	Incidência.....	39
6.2.	Indicações e contraindicações.....	39
6.3.	Condições de aplicabilidade [3]:.....	40
6.4.	Alternativas ao Parto Vaginal Instrumentado	41
6.5.	Classificação	41
6.5.1.	Fórceps ou ventosa de alívio	41
6.5.2.	Fórceps ou ventosa baixo	42
6.5.3.	Fórceps ou ventosa médio	42
6.6.	Escolha do instrumento.....	42
6.7.	Fórceps obstétrico	43
6.7.1.	Pega ideal.....	44
6.7.2.	Técnica.....	44
6.7.3.	Posições diretas	46
6.7.4.	Posições oblíquas.....	47
6.7.5.	Posições transversas	50
6.8.	Vácuo-extrator (Ventosa).....	51
6.8.1.	Aplicação	52
6.8.2.	Indicações para o uso de ventosa [32]	54
6.8.3.	Condições para o uso da ventosa.....	54
6.8.4.	Contra-indicações	55
6.8.5.	A ventosa – aplicação e conhecimentos	55
6.8.6.	Avaliação da parturiente e aplicação da ventosa	56
6.8.7.	Cuidados com a bomba	60
6.8.8.	Limpeza e cuidados com a ventosa	60
6.8.9.	Ventosa falha se... (condições).....	61
6.8.10.	Complicações com o uso da ventosa	61
6.9.	Morbilidade do parto vaginal operatório [3].....	62
6.9.1.	Morbidade materna.....	62
6.9.2.	Morbilidade fetal	63
6.10.	Insucesso na aplicação dos métodos	63
6.11.	Considerações finais relativas a parto vaginal instrumentado	64
7.	Método dos elementos finitos	65

7.1	Introdução	65
7.2.	Elementos finitos	68
7.2.1.	Elemento linear de dois nós.....	68
7.2.2.	Elemento isoparamétrico de oito nós.....	70
7.2.3.	Elemento tetraédrico de quatro nós	78
7.3.	Formulação de Contacto	84
7.3.1.	Considerações cinemáticas	85
7.3.2.	Algoritmo de contacto	86
8.	Modelos de elementos finitos utilizados	91
8.1.	Modelo de elementos finitos para o pavimento pélvico	92
8.2.	Modelo de elementos finitos para a estrutura óssea da pelve	94
8.3.	Modelo de Elementos Finitos para o feto	96
8.3.1-	Propriedade dos materiais para o feto.....	99
8.4-	Modelo de elementos finitos da Vácuo-extrator (Ventosa).....	100
8.4.1-	Criação da malha da ventosa.....	100
9.	Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico	103
9.1.	Parâmetros materiais para o modelo constitutivo implementado	107
9.2.	Software e hardware utilizados.....	108
10.	Simulação numérica de um parto instrumentado em apresentação occipito-anterior	111
10.1-	Fases da simulação do parto assistido por ventosa.....	113
10.2-	Simulação numérica do efeito da ventosa no feto	116
10.3-	Evolução das deformações e tensões do pavimento pélvico durante a simulação do parto assistido	124
11.	Conclusões.....	131
12.	Referências e Bibliografia.....	135

Índice de Figuras

Figura 2.1: Os estreitos da bacia [17].....	6
Figura 2.2: Corte sagital da bacia, mostrando os diâmetros de relevância (conjugatas), sem e com retropulsão do cóccix e os seus valores habituais [17].	7
Figura 2.3: Principais diâmetros do crânio fetal. [17].....	8
Figura 2.4: Tipos fundamentais de bacia [3].....	8
Figura 2.5: O canal de parto [3].	10
Figura 2.6: Mecanismo do parto em apresentação occipito-iliaca esquerda anterior (OIEA) [7].	13
Figura 2.7: Estádios da apresentação ao grau de descida. O desenho apresenta a cabeça do feto atingindo o estadio 1 [7].....	13
Figura 3.1: Gráfico de evolução de contratilidade uterina [8].	17
Figura 3.2: Altura da apresentação fetal (planos de De Lee) [3].	18
Figura 3.3: Variedade de posição [3].	18
Figura 3.4: Fluxograma da monitoração electrónica fetal (MEF) por cardiotocografia intraparto [3].....	20
Figura 4.1: Representação gráfica da dilatação cervical (em centímetros) versus o tempo de trabalho de parto (em horas) - curva sigmoidal [15].	26
Figura 6.1: Respetivamente, fórceps de Simpson, de Kielland e de Piper [3].	43
Figura 6.2: Cabo (1), articulação (2), haste (3) e colher (4).(Em cima: curvatura pélvica; em baixo: curvatura cefálica) [3].....	43
Figura 6.3: Pega ideal [3].	44
Figura 6.4: Direção a imprimir às trações [3].	45
Figura 6.5: Manobra de Pajot [3].	45
Figura 6.6: Técnica correta para fórceps inferior/baixo [3].	45
Figura 6.7: Aplicação do fórceps de Simpson em OP [3].....	46
Figura 6.8: Extração do fórceps de Simpson em OP [3].....	46
Figura 6.9: Tração e extração em OS [3].	47
Figura 6.10: Aplicação em OEA [3].	48
Figura 6.11: A melhor maneira de executar a rotação da cabeça fetal com o fórceps. Circundação segundo o eixo das colheres e atuação da força sobre os cabos, em movimento amplo. A base do cone corresponde à extremidade manual do instrumento [3].	49
Figura 6.12: Aplicação em OEA e rotação para OP [3].....	49
Figura 6.13: Rotação manual de OEP para OEA [3].	49

Figura 6.14: Aplicação “direta” do ramo anterior. Fórceps de Kielland em occipito-esquerda transversal (OET) [3].	50
Figura 6.15: Vácuo-extrator (ventosa) [33].	51
Figura 6.16: Ponto de flexão na cabeça fetal [3].	52
Figura 6.17: Localização da ventosa [3].	52
Figura 6.18: Localizando o ponto de flexão [3].	53
Figura 6.19: Inserção da ventosa [3].	53
Figura 6.20: Efeitos da ventosa [32].	53
Figura 6.21: Ventosa com copo metálico (Malmstrom) [32].	55
Figura 6.22: Aplicação do copo da ventosa [32].	58
Figura 6.23: Método de tração [3].	59
Figura 6.24: Direção correta da tração antes do vértice se apresentar na púbis: Puxar para baixo [32].	59
Figura 6.25: Puxar para cima quando a cabeça aparecer.	60
Figura 7.1: Elemento de barra no sistema coordenado global e natural.	68
Figura 7.2: Volume do tetraedro.	79
Figura 7.3: Variáveis cinemáticas [41].	85
Figura 7.4: A superfície master pode penetrar na superfície slave [39].	87
Figura 7.5: Algoritmo de contacto.	88
Figura 7.6: Região de deslizamento para o modelo de atrito clássico de Coulomb.	88
Figura 8.1: Pontos, superfícies geradas e malha final de elementos finitos para o pavimento pélvico.	94
Figura 8.2: Modelos de elementos finitos para os ossos da pelve e pavimento pélvico.	95
Figura 8.3: Modelo de elementos finitos para o feto.	96
Figura 8.4: Dimensões da cabeça fetal.	97
Figura 8.5: Crânio Fetal com as suturas cranianas.	98
Figura 8.6: Ventosa utilizada da marca Kiwi [57].	100
Figura 8.7: Desenho 2D da ventosa da marca Kiwi [mm].	101
Figura 8.8: Modelo 3D em SolidWorks, da ventosa da marca Kiwi.	101
Figura 8.9: Malha de elementos finitos da ventosa da marca Kiwi.	102
Figura 9.1: Modelo de elementos finitos utilizado para obtenção dos parâmetros materiais.	107
Figura 9.2: Resultados experimentais obtidos por Janda [55] e resultados numéricos obtidos para o alongamento passivo de um cubo na direção das fibras musculares	109
Figura 10.1: Esquerda- sem ventosa, Direita- ventosa no local desejado.	115
Figura 10.2: Movimentos do feto em apresentação occipito-anterior.	117

Figura 10.3: Evolução da componente vertical da força aplicada na ventosa.....	118
Figura 10.4: Evolução da componente horizontal da força aplicada na ventosa.	118
Figura 10.5: Evolução da magnitude da força aplicada na ventosa.	119
Figura 10.6: Campo de deformações logarítmicas que a ventosa provoca na cabeça fetal...	120
Figura 10.7: Campo de Tensões principais máximas que a ventosa provoca na cabeça fetal.	121
Figura 10.8: Campo de deformações logarítmicas que a ventosa provoca no crânio fetal. .	122
Figura 10.9: Campo de Tensões principais máximas que a ventosa provoca no crânio fetal.	123
Figura 10.10: Pavimento pélvico no Level 1.	124
Figura 10.11: Evolução do valor de alongamento obtido durante a simulação, para o Level 1.	125
Figura 10.12: Tensões máximas aplicadas no pavimento pélvico.	126
Figura 10.13: Deslocamento máximo do pavimento pélvico ao longo da curva Level 1.	127
Figura 10.14: Deformação máxima do pavimento pélvico ao longo da curva Level 1.	128
Figura 10.15: Distribuição da Tensão Principal Máxima [MPa], para um deslocamento vertical do feto no início do parto instrumentado.....	129
Figura 10.16: Distribuição da Tensão Principal Máxima [MPa], para um deslocamento vertical do feto de 40 mm do parto instrumentado.....	129
Figura 10.17: Distribuição da Tensão Principal Máxima [MPa], para um deslocamento vertical do feto no fim do parto instrumentado.	130

Índice de Tabelas

Tabela 2.1: Legenda das imagens da figura 2.1.	7
Tabela 2.2: Legenda das imagens da figura 2.6.	14
Tabela 4.1: Critérios diagnósticos para padrões anormais do trabalho de parto [13].	25
Tabela 5.1: Score de Bishop [3].	36
Tabela 6.1: Tabela de conversão das ventosas [32].	56
Tabela 7.1: Coordenadas e pesos para a técnica de integração de Gauss (até 4 pontos).....	77
Tabela 8.1: Dimensões da cabeça fetal.....	97
Tabela 10.1: Movimentos do feto por etapas.	116
Tabela 10.2: Comprimento inicial no Level 1.....	125

Índice de Quadros

Quadro 3.1: Fase ativa do trabalho de parto.	16
Quadro 3.2: Sinais de DCP [3].	22
Quadro 3.3: Correção de dinâmica uterina [3].....	22
Quadro 4.1: Fatores de risco para parto disfuncional [13].....	32
Quadro 5.1: Indicações de indução [1].	35
Quadro 5.2: Contraindicações à indução do TP [3]	36
Quadro 6.1: Possíveis indicações para uso de ventosa ou fórceps [3].....	39
Quadro 6.2: Contraindicações para uso de ventosa ou fórceps [3].....	40
Quadro 6.3: Morbidade materna do parto vaginal instrumentado [3].	62
Quadro 6.4: Morbidade fetal do parto vaginal [3].	63

Simbologia

f	Força por unidade de volume
u	Deslocamento
σ	Campo de Tensões
S	Superfície fronteira
e	Vector com as deformações infinitesimais
L	Operador linear
t_i	Trações internas
t_e	Trações externas
D	Matriz de elasticidade
E	Tensor das extensões ou tensor de deformação infinitesimal
ν	Coefficiente de Poisson
ξ, η, ζ	Coordenadas naturais
X	Coordenadas globais
N_i	Funções de forma associadas ao nó i
d	Vector dos deslocamentos nodais
dX	Vector de posição infinitesimal (na configuração de referência)
B	Matriz das deformações
K	Matriz de rigidez
A	Área
J	Jacobiana
$\delta \epsilon$	Vector associado às deformações virtuais
δu	Vector dos deslocamentos virtuais

\mathbf{b}	Vector de forças de massa
\mathbf{t}_s	Vector de forças na fronteira
S_t	Parte da fronteira onde há forças aplicadas
d_i	Componente do vetor dos deslocamentos nodais
δd_i	Componente do vetor dos deslocamentos nodais virtuais
N_i	Componente da matriz das funções de forma
B_i	Componente da matriz global de deslocamentos / deformações
n	Número total de nós do elemento
\mathbf{J}^e	Inverso do Jacobiano
ε	Deformações infinitesimais
$w_p w_q w_r$	Fatores de peso da regra
K_{ij}	Sub-matriz da matriz de rigidez elementar \mathbf{K}
$\bar{\xi}_p, \bar{\eta}_q, \bar{\zeta}_r$	Coordenadas dos respectivos pontos específicos
\mathbf{f}	Vector de cargas
w_i	Pesos correspondentes ao ponto i
h	Espessura do elemento
\mathbf{u}_i	Vector com as componentes do deslocamento de um ponto material
u	Volume do tetraedro
\mathbf{I}	Matriz identidade
$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$	Tensões normais
$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$	Tensões de corte
\mathbf{N}^e	Matriz de interpolação

V^e	Volume de um tetraedro elementar
\mathbf{g}_t	Deslocamento tangencial
\mathbf{g}_n	Deslocamento normal
$\bar{\tau}$	Tensão de corte equivalente
$\dot{\gamma}_{eq}$	Taxa de deslizamento equivalente
p	Pressão de contacto
U	Energia de deformação
U_I	Energia de deformação associada à matriz isotrópica
U_f	Energia de deformação armazenada nas diferentes famílias de fibras musculares
U_J	Energia de deformação associada à mudança de volume
$\bar{\lambda}_f$	Relação entre o comprimento atual e o comprimento inicial de uma fibra muscular
\bar{I}^c	Primeiro invariante do tensor das deformações de Cauchy-Green à direita, com as alterações de volume eliminadas
\mathbf{F}	Gradiente de deformação
$\bar{\mathbf{F}}$	Gradiente de deformação com as alterações de volume eliminadas
U_{SE}	Componente activa
U_{PE}	Componente passiva elástica
\otimes	Representa o produto tensorial
\mathbf{S}	2º tensor das tensões de Piola-Kirchhoff
\mathbf{E}	Tensor das deformações de Green-Lagrange
$\boldsymbol{\sigma}$	Tensor das tensões de Cauchy
\mathbf{H}	Operador tangente na configuração material

Acrónimos

MEF	Método dos Elementos Finitos
TP	Trabalho de Parto
BP	Biparletal
BT	Bitemporal
OF	Occipitofrontal
OM	Occipitomentoniano
SMB	Suboccipitomentoniano
SOB	Subccipitobregmático
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
RR	Risco Relativo
HAS	Hipertensão Arterial Sistêmica
DMG	Diabetes Materna Gestacional
CIUR	Crescimento Intrauterino Restrito
OMS	Organização Mundial de Saúde
DCP	Desproporção Céfalo-Pélvica
UI	Unidades Internacionais
FCF	Frequência Cardíaca
BCFs	Batimentos Cardíacos Fetais
TGD	Transtorno Global do Desenvolvimento
DCP	Desproporção Cefalopélvica
DUM	Dia da Última Menstruação
AU	Altura Uterina
PGE2	Prostaglandinas E2
PGF2α	Prostaglandinas F2 α
PGE1	Prostaglandinas E1

OP	Occipitopúbicas
OS	Occipitossagrada
OEA	Occipitoesquerda Anterior
ODA	Occipitodireita Anterior
ODP	Occipito-Direita Posterior
OEP	Occipito-Esquerda Posterior
OT	Occipito-Transversas
MRI 2D	Ressonâncias Magnéticas 2D
MRI 3D	Ressonâncias Magnéticas 3D
S	Campo de Tensões Principais Máximas
LE	Campo de Deformações Logarítmicas
SOF	Suboccipitofrontal

1. Introdução

1.1. Objetivos

Qualquer problema que surja no decorrer de um trabalho de parto natural e provoque a paragem ou o prolongamento excessivo do processo pode originar uma situação de perigo tanto para a mãe como para o bebé, o que obriga à adoção de medidas específicas para se acelerar o nascimento. De facto, quando se prevê antecipadamente que uma situação deste tipo se possa desenvolver ou quando se detete o seu desenvolvimento no início do trabalho do parto, normalmente recorre-se à realização de uma cesariana. Todavia, existem casos em que o problema apenas se evidencia de forma imprevista após o desencadeamento do trabalho de parto - embora já se tenha produzido a dilatação do colo do útero e a cabeça do feto já se encontre encaixada na pélvis da mãe, o período de expulsão não evolui. Nestes casos, os médicos costumam recorrer à utilização de instrumentos especiais, de modo a acelerarem a expulsão do bebé e terminarem o parto o mais rápido possível.

Vários motivos podem estar na origem para a realização de um parto instrumental. No entanto, o objetivo final é sempre o de evitar situações de risco tanto para a mãe como para o feto. Por exemplo, pode acontecer que a mãe sofra de uma doença cardíaca ou respiratória que se manifeste perante um esforço excessivo durante o parto, sendo necessário acelerar o nascimento. Pode igualmente ocorrer que a fase de expulsão se prolongue devido a uma dificuldade mecânica, como por exemplo uma posição anómala do feto no interior do útero ou uma desproporção relativa entre a pélvis materna e o tamanho do feto, situações que podem provocar sofrimento fetal.

Uma perda de intensidade das contrações uterinas devido à utilização da anestesia epidural é também possível de causar dificuldades no trabalho de parto, sendo conveniente acelerar a fase de expulsão do feto através da utilização de instrumentos especificamente concebidos para isso.

Pode-se efetuar o parto instrumental através da utilização de vários dispositivos, cada um deles com indicações precisas, devendo-se selecionar o mais adequado em função de cada caso específico e de acordo com o critério do médico nesse preciso momento. Existem essencialmente dois dispositivos diferentes: o fórceps e a ventosa obstétrica.

1.Introdução

O fórceps é um instrumento de metal composto por duas colheres que formam uma pinça. Cada metade possui uma curvatura que se encaixa à volta da cabeça do bebé, para que este possa ser puxado para fora. Conforme os casos, poderão ser usados fórceps de tipos diferentes. Por exemplo, no caso de o bebé estar na posição errada, existem fórceps especialmente desenhados para ajudar o feto a virar e colocá-lo na posição correta.

A ventosa, também chamada de vácuo extrator tem a forma de uma taça e coloca-se na cabeça do bebé, podendo ser feita de um material rígido ou maleável. A ventosa é ligada por meio de um tubo a uma bomba de vácuo, que irá criar a força de sucção necessária para manter a ventosa fixa na cabeça do bebé. Com a ventosa fixa, o médico pode então puxar o bebé, ajudando a mãe na expulsão.

O uso fórceps tem riscos

A utilização do fórceps está associada a um risco de causar lesões na mãe ou bebé. No entanto, as lesões graves são raras.

Riscos para a mãe na utilização dos fórceps:

- Dor ou ferimento do períneo (o tecido entre a vagina e ânus);
- Lacerações na área genital;
- Incontinência temporária (urinária e fecal);
- Rotura uterina;
- Ferimentos na bexiga e uretra.

Riscos para o bebé na utilização dos fórceps:

- Pequenos ferimentos na cara devido à pressão do fórceps;
- Paralisia facial temporária;
- Trauma ocular;
- Fratura do crânio;
- Convulsões.

Apesar de existirem esses riscos, o mais frequente é o bebé apresentar apenas algumas marcas na cara devido à pressão exercida pelo fórceps. No entanto essas marcas são temporárias e desaparecem rapidamente.

O uso da ventosa tem riscos

Riscos para a mãe na utilização da ventosa:

- Dor no períneo - o tecido entre a vagina e o ânus - após o parto;
- Dor no trato genital inferior;
- Dificuldades de curto prazo para urinar ou esvaziar a bexiga;
- Incontinência urinária ou fecal de curto prazo ou de longo prazo;
- Anemia - uma condição na qual o organismo não tem glóbulos vermelhos saudáveis em número suficiente para transportar oxigênio de forma satisfatória para os tecidos - devido à perda de sangue durante o parto;
- Enfraquecimento dos músculos e ligamentos que sustentam os órgãos pélvicos, levando à saída dos órgãos pélvicos do seu local anatômico correto (prolapso de órgãos pélvicos).

Enquanto a maioria desses riscos estão também associados a partos vaginais em geral, eles são mais propensos em partos instrumentados com ventosa.

A realização de uma episiotomia durante o trabalho de parto - uma incisão no tecido entre a vagina e o ânus, que pode facilitar a descida do feto – está também associada a riscos de hemorragia pós-parto e infecção.

Riscos para o bebê na utilização da ventosa:

- Feridas no couro cabeludo;
- Lesões na rede de nervos que envia sinais a partir da coluna até o ombro, braço e mão (plexo braquial);
- Fratura de clavícula;
- Fratura de crânio;
- Lesões dentro do crânio.

Na ventosa, existem menos riscos de ferimentos para a mãe e para o bebê em relação aos fórceps, sendo normalmente a deformação temporária da cabeça, que fica com uma forma cônica devido à força do vácuo, o único inconveniente para o bebê. Porém, o uso da ventosa está limitado a bebês com mais de 34 semanas, pois antes disso a cabeça é demasiado maleável.

1.Introdução

Este trabalho apresenta um método biomecânico de modelação de um processo biológico, o parto, de forma a estimar as alterações biomecânicas (alongamento, deformações, tensões, etc.) nos tecidos do pavimento pélvico e na cabeça e no crânio fetal. O conhecimento destas alterações biomecânicas poderá ajudar a explicar fenómenos conhecidos associados com o parto e a gravidez, tais como os danos nos tecidos do pavimento pélvico, incluindo o músculo elevador do ânus. Este trabalho também poderá ajudar a compreender e minimizar os riscos a que o feto está sujeito durante um parto instrumentado com ventosa.

Neste trabalho, o Método dos Elementos Finitos [1, 2] é utilizado para realizar um estudo biomecânico dos músculos do pavimento pélvico e da cabeça e crânio fetal durante um parto assistido por ventosa. Utilizando um modelo de elementos finitos que simula os ossos pélvicos, os músculos do pavimento pélvico, a cabeça do feto com o respetivo crânio e ventosa, foram obtidos o alongamento, tensões e deformações do pavimento pélvico, provocados pela passagem do feto, durante um parto vaginal. Foram também obtidas as tensões e deformações provocadas pela ventosa na cabeça e no crânio fetal.

O objetivo do presente trabalho é contribuir para a clarificação dos mecanismos que justificam o aparecimento de disfunções do pavimento pélvico e lesões fetais do crânio, relacionadas com um parto vaginal instrumentado. Com esse fim efetuou-se uma simulação numérica baseada no Método dos Elementos Finitos. O método dos elementos finitos pretende representar os efeitos mecânicos que a aplicação da ventosa causa no feto e nos músculos do pavimento pélvico, durante a descida do feto. O modelo de elementos finitos utilizado nas simulações representa a ventosa, o feto, os ossos pélvicos e os músculos do pavimento pélvico, fixados aos ossos. Neste trabalho foram simulados os movimentos do feto durante o parto, em apresentação cefálica. A simulação do parto foi feita considerando o feto na apresentação mais comum, ou apresentação occipito-anterior.

2. Parto

O nascimento é, na maioria das vezes, um processo natural e fisiológico, mas sempre bastante complexo. Para a adequada assistência em obstetrícia é fundamental uma compreensão detalhada do mecanismo do parto, da contratilidade uterina, da pelve materna e de suas relações com o feto. Assim, estas temáticas serão abordadas de seguida.

2.1. Pelve materna

O canal do parto é constituído pela pelve óssea (sacro, cóccix, ossos ilíacos) e pelos tecidos moles (cérvis e musculatura do diafragma pélvico), que oferecem graus variados de resistência à expulsão fetal.

A pequena pelve é a que tem expressão obstétrica, pois forma o trajeto duro do parto; é limitada, superiormente, pelo estreito superior (do promontório à sínfise púbica) e, inferiormente, pelo estreito inferior (do bordo inferior da sínfise à ponta do cóccix). (Fig.2.1).

Existem vários diâmetros de interesse no estudo pélvico (Fig.2.2). No estreito superior, o diâmetro anteroposterior, do promontório ao bordo superior da sínfise púbica, em geral 11 cm, um diâmetro anteroposterior de relevância obstétrica, do promontório à face posterior da sínfise, em geral 10,5 cm), um diâmetro diagonal de sentido anteroposterior, do promontório ao bordo inferior da sínfise, em geral 12 cm, e que tem valor para estimar a medida dos restantes diâmetros e o diâmetro transversal máximo (dos dois pontos mais afastados da linha denominada do ilíaco, 13-13,5 cm). No estreito médio, consideramos, também, um diâmetro anteroposterior (em geral 12 cm) e outro transversal (bi-espinha isquiática, 10,5 cm). No estreito inferior, existe também um diâmetro relevante (exitus) (da margem inferior da sínfise até ao cóccix – medindo em geral 9,5 cm – ou até a articulação sacrococcígea após retropulsão do cóccix – com 11 cm) e o diâmetro transversal bi-isquiático (11 cm) [3].

Durante o trabalho de parto, o feto – por meio de forças ativas e passivas – procura acomodar-se com as suas menores dimensões, a fim de transpor todos estes diâmetros ao longo do canal do parto.

2. Parto

Nas apresentações cefálicas, a cabeça flete-se gradualmente, substituindo-se diâmetros maiores por outros menores: occipitofrontal (12cm) pelo suboccipitofrontal (11cm) e, finalmente, pelo suboccipitobregmático (9,5 cm) (Fig.2.3). Nas apresentações com deflexão cefálica, esta acentua-se, substituindo-se o occipitomentoniano (13 cm) pelo submentobregmático (9,5 cm) [3].

Os diâmetros e circunferências do tronco relevantes são: diâmetro biacromial (12 cm), circunferência biacromial (35cm), diâmetro bitrocanteriano (9,5 cm) e circunferência bitrocanteriana (27 cm com pernas estendidas, 35 cm com pernas flexionadas) [3].

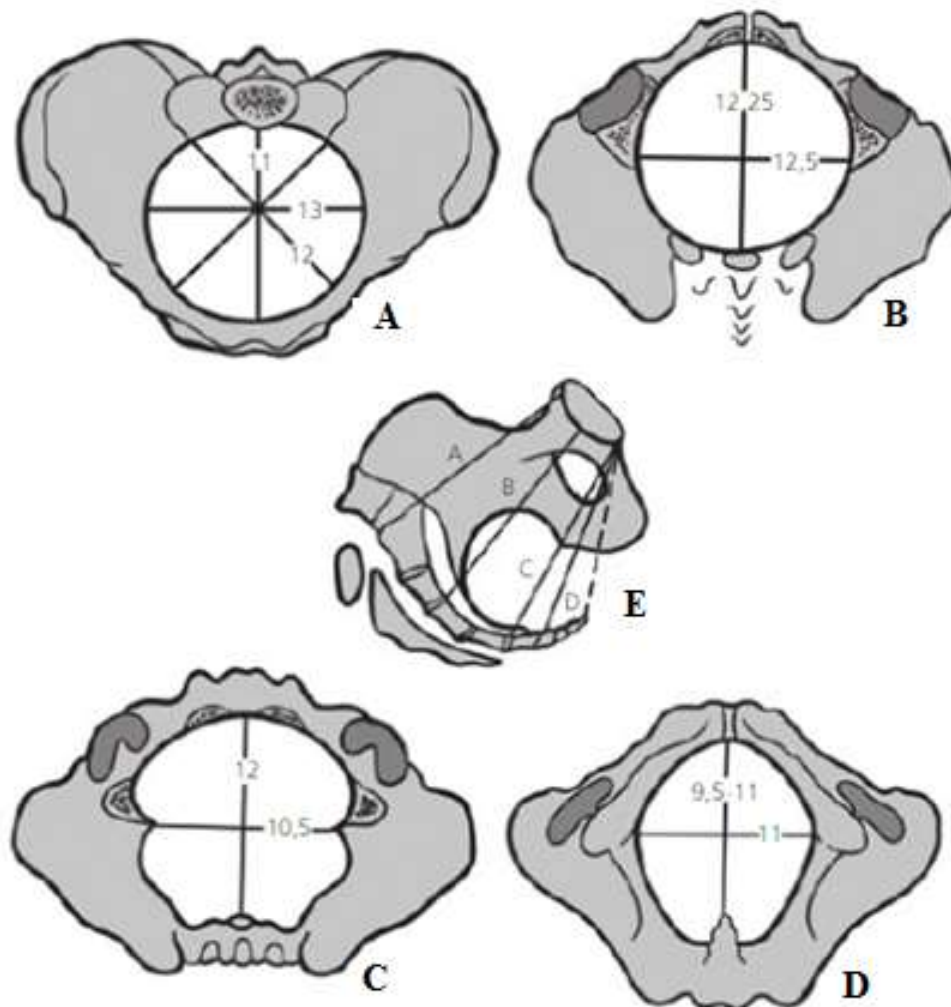


Figura 2.1: Os estreitos da bacia [17].

Tabela 2.1: Legenda das imagens da figura 2.1.

Imagem	
A	O estreito superior, visto de cima
B	O plano de maiores dimensões, visto de baixo
C	O estreito médio (plano de menores dimensões), visto de baixo
D	O estreito inferior visto de baixo
E	Corte sagital indicando os planos assinalados por A,B,C,D

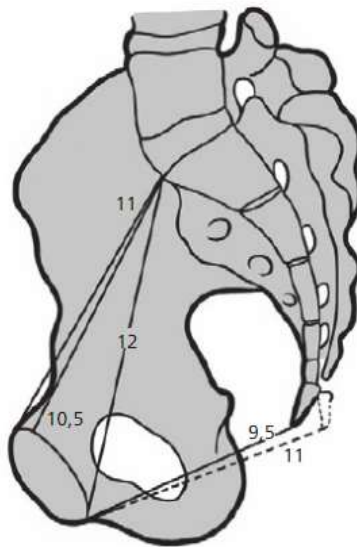


Figura 2.2: Corte sagital da bacia, mostrando os diâmetros de relevância (conjugatas), sem e com retropulsão do cóccix e os seus valores habituais [17].

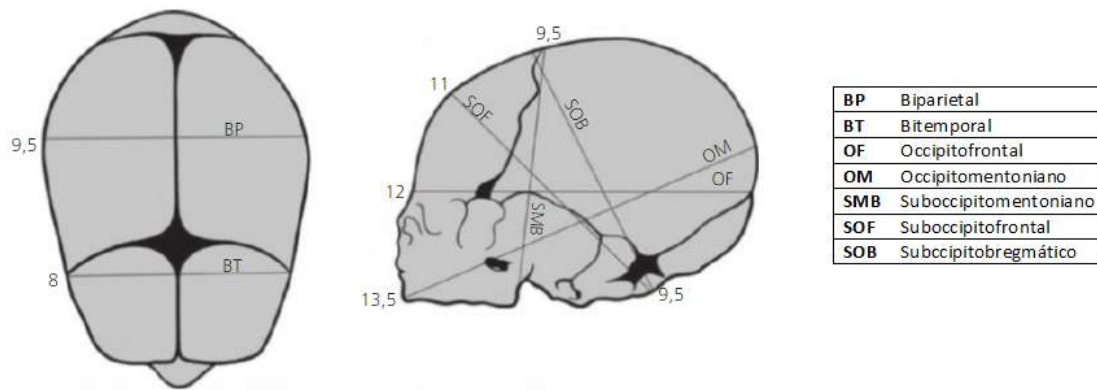


Figura 2.3: Principais diâmetros do crânio fetal. [17].

Há quatro tipos fundamentais de bacia determinados pela relação da porção posterior do estreito superior (no diâmetro transversal máximo) com a região anterior, formando pelvis mais arredondadas, ovaladas ou triangulares. As bacias ginecoide, antropoide, androide e platipeloide estão ilustradas na Figura 2.4 [3].

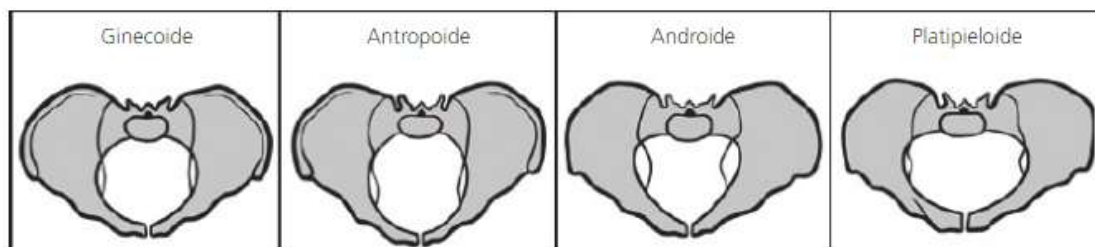


Figura 2.4: Tipos fundamentais de bacia [3].

Os planos da bacia são imaginários e traçados nas várias alturas da escavação pélvica, merecendo referência os planos de Hodge (primeiro traçado pelo bordo superior do púbis e pelo promontório; segundo, correspondendo ao bordo inferior do púbis; terceiro, na altura das espinhas isquiáticas; e quarto, partindo da ponta do cóccix) e os planos de De Lee: estando o plano “zero” na altura das espinhas isquiáticas, os outros planos são traçados a cada centímetro acima (-1, -2, -3, ...) ou abaixo (+1, +2, +3, ...) desse plano [3]. Os eixos da bacia, importantes para orientar as direções a imprimir às trações e partos instrumentados, considerando a posição de litotomia, são: eixo de entrada (traçado de trás para diante e de cima para baixo no sentido dos pés do obstetra), eixo do estreito inferior (que aponta para os joelhos e depois para o peito do obstetra), e eixo do estreito vulvar (que se orienta para cima, no sentido da face do obstetra).

A semiologia da bacia procura, por meio de pelvimetria, antever o prognóstico do parto com base nos diâmetros mensuráveis da pelve óssea.

2.2. Contratilidade uterina

Para a avaliação da contratilidade uterina, o método mais utilizado é a tocografia, que é a interpretação gráfica das contrações uterinas durante o trabalho de parto (TP). Pode ser realizada de maneira externa (não invasiva) ou interna (invasiva). A contração uterina pode ser avaliada em relação a: pressão ou tônus, intensidade, frequência, duração e forma de onda contrátil. As contrações ocorrem durante toda a gestação. No início da gestação, ocorrem pequenas contrações com intensidade de 2 a 4 mmHg e com frequência de 1 a 3 minutos (ondas de Alvarez) que podem ser registadas a partir de 9 semanas [3, 8].

Após a 13ª semana de gestação até a 30ª semana, contrações de 10 a 15 mmHg, com duração de 30 segundos ou mais (contrações de Braxton-Hicks) estão presentes, ocorrendo esporadicamente até de hora em hora. Após a 30ª semana, a sua frequência aproxima-se de 1 por 10 minutos, adquirindo ritmo regular nas duas últimas semanas antes do parto [3, 8]. Podem ser palpadas e sentidas pela paciente como um endurecimento indolor do útero. Na passagem do período pré-parto para o parto, ocorrem mudanças progressivas e graduais na frequência e na intensidade contrátil. Na fase ativa do TP, à medida que a dilatação progride, aumentam a intensidade e a frequência das contrações até o período expulsivo.

2.3. Mecanismo do parto

O nascimento fetal compreende ao período que vai desde o início das contrações regulares até a expulsão da placenta [4]. O TP pode ser definido como a sequência de contrações uterinas involuntárias e coordenadas que resultam no apagamento e na dilatação do colo uterino. Tais contrações associadas ao esforço voluntário da parede abdominal levam à expulsão, através do canal do parto, dos produtos da concepção [5]. O parto transcorre segundo a “teoria da menor resistência”, ou seja, a apresentação fetal tem que se adaptar aos menores diâmetros possíveis a fim de transpor as dimensões e os contornos mais favoráveis que são alcançados durante o trajeto do parto, vistos na Figura 2.5 [4, 6]. Assim, o mecanismo do parto depende da morfologia, configuração da pelve, apresentação, tamanho fetal e contratilidade uterina.

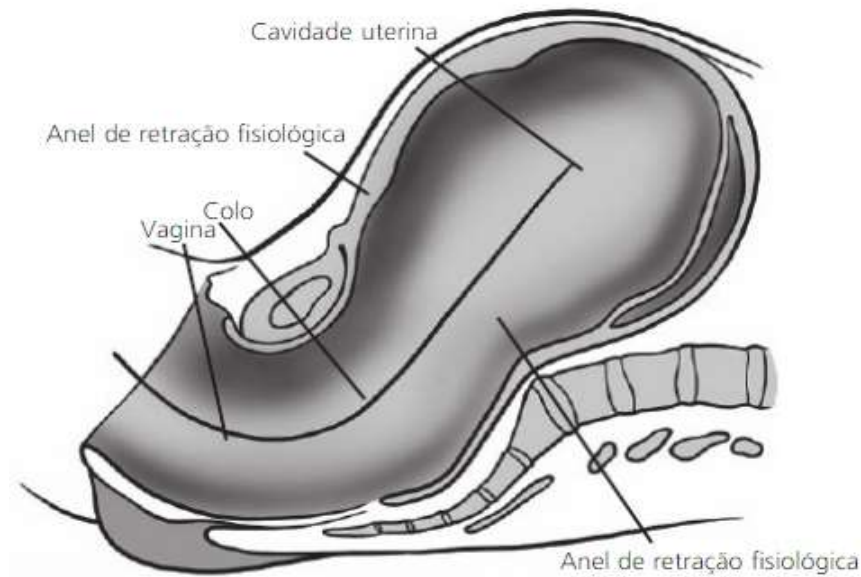


Figura 2.5: O canal de parto [3].

2.4. Tempos do mecanismo do parto

A bacia feminina apresenta, a diferentes níveis, contornos e diâmetros variados, sendo o feto grande em relação ao canal de parto. Para que o nascimento ocorra, o feto é obrigado a adaptar-se, durante a descida, ao canal de parto. As rotações e outros ajustamentos necessários no processo de parto do ser humano, são designados por mecanismo de parto (Fig.2.6). Os sete movimentos cardinais que ocorrem durante o mecanismo de parto de uma apresentação de vértice são:

- Encravamento
- Descida
- Flexão
- Rotação Interna
- Extensão
- Rotação Externa
- Expulsão

Encravamento

Quando o diâmetro biparietal da cabeça fetal atravessa o estreito superior da bacia, diz-se que o feto está encravado (Fig.2.6-A). Na maioria das grávidas nulíparas o encravamento ocorre antes de ter início o trabalho de parto ativo, devido à ação dos músculos abdominais firmes que empurram a apresentação para a bacia. Nas multíparas, como a musculatura abdominal se apresenta mais relaxada, a cabeça pode manter-se móvel acima do estreito superior da bacia, até ao início do trabalho de parto [7].

Descida

A descida refere-se à progressão da apresentação através da bacia e depende de três forças: 1-Pressão do líquido amniótico, 2-Pressão exercida diretamente sobre o feto pelo fundo do útero, e 3-Contração do diafragma e dos músculos abdominais da mãe, durante segundo estágio do trabalho de parto. A ação destas forças depende do tamanho e formato dos planos pélvicos maternos, e do tamanho e capacidade de moldagem da cabeça do feto [7].

O grau de descida é avaliado pelo estágio da apresentação (ver Fig.2.7). A velocidade da descida aumenta durante o segundo estágio do trabalho de parto. Na primeira gravidez, esta descida é lenta e contínua; nas gravidezes subsequentes, pode ser rápida. A progressão da descida da apresentação é avaliada por palpação abdominal (manobras de Leopold) e exame vaginal, até que a apresentação seja visível no intróito [7].

Flexão

Logo que a cabeça encontra resistência, seja do colo, da parede ou do pavimento pélvico, ocorre normalmente a flexão, ficando o mento e o tórax fetal em contacto (Fig.2.6-B). A flexão permite que seja o menor diâmetro suboccipito-bregmático (9,5 cm) a atravessar o estreito inferior, em vez dos maiores [3, 7].

Rotação Interna

O maior diâmetro do estreito superior da bacia é o transverso. Em consequências, a cabeça fetal atravessa-o passando para a grande bacia, em posição occipito-ilíaca transversa. No entanto, o estreito inferior apresenta a sua largura máxima no sentido anteroposterior. Para sair, a cabeça necessita de rodar. A rotação interna inicia-se a nível das espinhas

isquiáticas, mas só fica completa quando a apresentação atinge a pequena bacia. Enquanto o occiput roda anteriormente, a face roda posteriormente. Em cada contração, a cabeça fetal é orientada pela bacia óssea e pelos músculos do pavimento pélvico. O occiput pode situar-se na linha média sob o arco púbico. A cabeça quase sempre já sofreu rotação quando atinge o pavimento pélvico (Fig.2.6-C). Os músculos elevadores do ânus e a bacia óssea desempenham, de igual forma, um papel importante na rotação anterior. A existência de traumatismos de parto anteriores ou de anestesia loco-regional, podem comprometer a função destes músculos [3, 7, 8].

Extensão

Quando a cabeça do feto atinge o períneo, sofre uma deflexão anterior provocada por este. O occiput passa primeiro sob o bordo inferior da sínfise púbica; depois, a cabeça emerge por extensão: primeiro o occiput, depois a face, e por fim o mento (Fig.2.6-D).

Restituição e rotação Externa

Após a expulsão da cabeça, esta roda rapidamente para assumir a posição que ocupava quando estava encravada no estreito superior. Este movimento designa-se por *restituição* (Fig.2.6-E e F). Esta rotação de 45 graus volta a realinhar a cabeça do feto com o dorso e ombros. Pode então observar-se uma nova rotação. A rotação externa ocorrer à medida que o ombro encravam e descem, por um processo semelhante ao realizado pelo cabeça. Tal como já foi referido, o ombro anterior desce em primeiro lugar. Quando atinge o estreito inferior, roda para a linha média, e nasce sob o arco púbico. O ombro posterior é encaminhado sobre o períneo até ser libertado do introito vaginal [3, 7, 8].

Expulsão

Depois da expulsão dos ombros, a cabeça e os ombros são elevados em direção ao osso púbico da mãe, e o tronco do bebé é exteriorizado por um movimento de flexão lateral em direção à sínfise púbica. Quando o bebé emerge por completo, o nascimento está consumado. Isto constitui o fim do segundo estadio do parto, e a hora do nascimento deve ser registada.

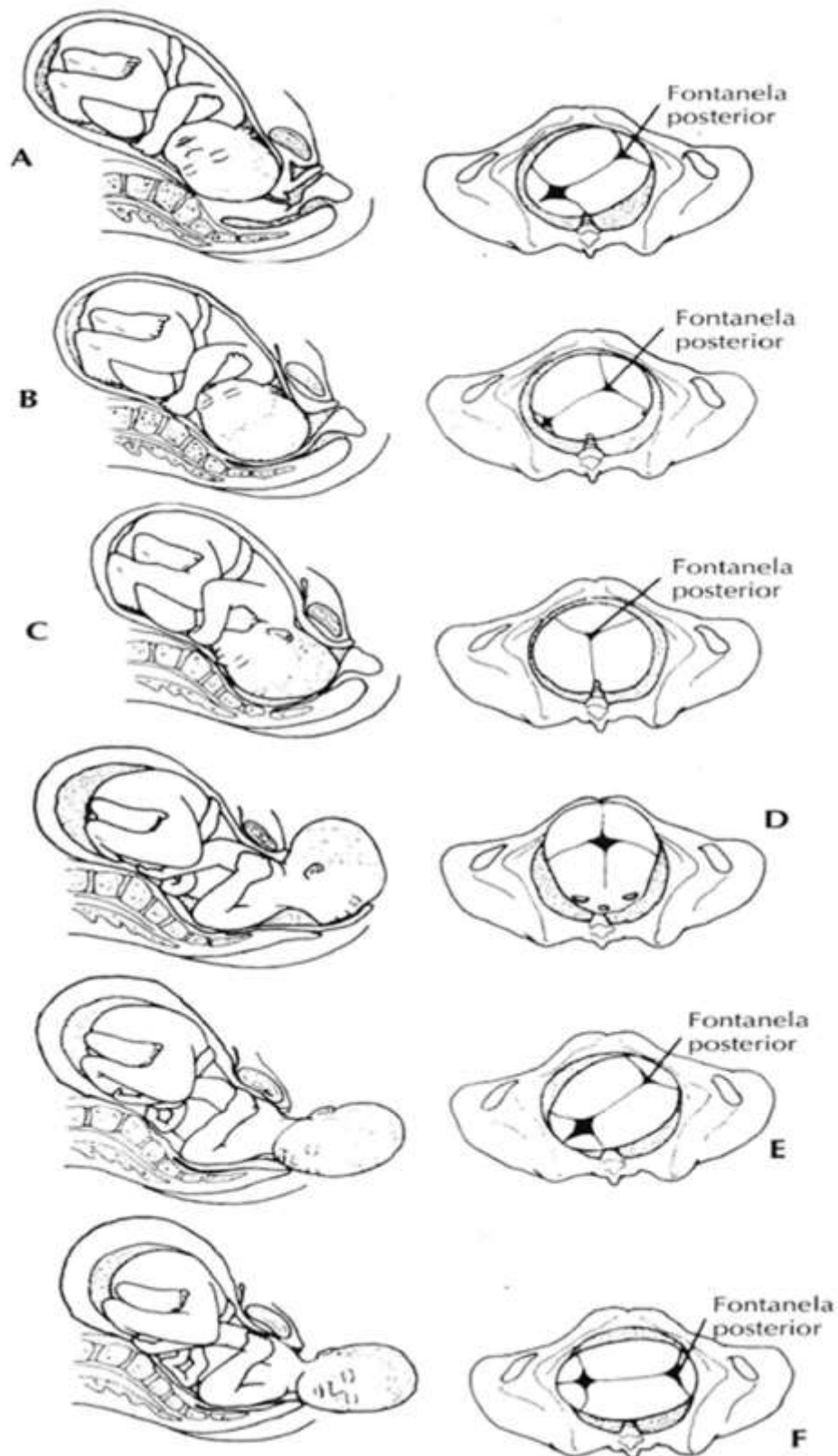


Figura 2.6: Mecanismo do parto em apresentação occipito-iliaca esquerda anterior (OIEA) [7].

Tabela 2.2: Legenda das imagens da figura 2.6.

Imagem	
A	Encravamento e descida
B	Flexão
C	Rotação interna para OIA
D	Extensão
E	Restituição
F	Rotação externa

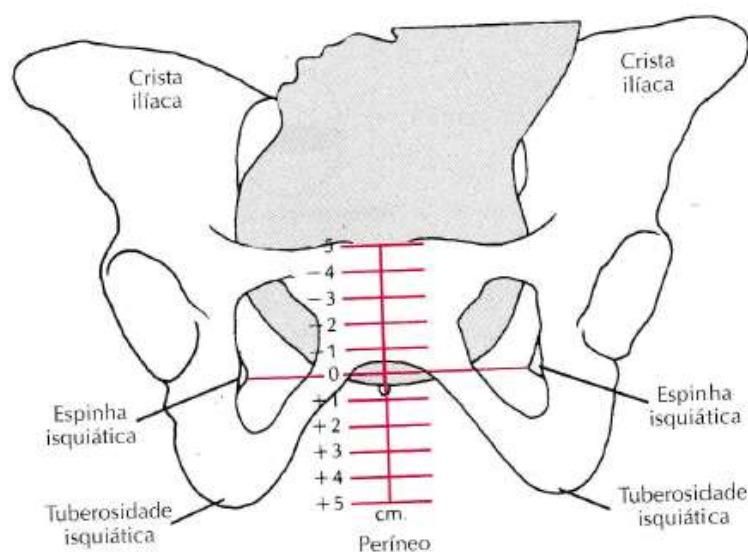


Figura 2.7: Estádios da apresentação ao grau de descida. O desenho apresenta a cabeça do feto atingindo o estágio 1 [7].

2.5. Efeitos do mecanismo do parto

Efeitos mecânicos – acomodação à área do estreito superior; insinuação e sinclitismo ou assinclitismo; rotação interna, desprendimento e rotação externa da apresentação; rotação interna e desprendimento dos ombros; desprendimento do resto do corpo fetal.

Efeitos dinâmicos – apagamento e dilatação cervical; formação e expansão do segmento inferior do útero; dilatação da inserção cervical na vagina; dilatação de vagina, vulva e períneo; formação e rutura da bolsa amniótica.

Efeitos plásticos – bossa serossanguinolenta.

3. Assistência ao trabalho de parto

3.1. Conceito

A primeira dificuldade para entender o trabalho de parto normal é reconhecer o seu começo. A definição tradicional de trabalho de parto define-se por contrações uterinas que produzem apagamento e dilatação cervical.

3.2. Fases clínicas do parto

As fases clínicas do parto são divididas em quatro períodos:

- Primeiro período: dilatação
- Segundo período: expulsão
- Terceiro período: dequitação
- Quarto período: primeira hora pós-parto

Primeiro período: dilatação

É o intervalo desde o início do trabalho de parto até a dilatação completa. Caracteriza-se pela dilatação lenta do colo até aos 3 cm e padrão contráctil irregular. A fase ativa caracteriza-se pela dilatação rápida dos 3 aos 10 cm e padrão contráctil regular e doloroso [3, 8].

Segundo período: expulsão

Caracteriza-se pela descida da apresentação e expulsão do feto.

Terceiro período: dequitação ou secundamento

É o período de tempo entre a expulsão do feto e a saída da placenta e das membranas.

Quarto período: primeira hora pós-parto

É a primeira hora após a expulsão da placenta.

3.3. Ultrassonografia

Em algumas circunstâncias, durante o trabalho de parto, a ecografia pode complementar a avaliação clínica. Poderá ser útil no momento da admissão hospitalar, na suspeita de apresentações incomuns de gemelaridade, de aumento ou diminuição do volume de LA, no diagnóstico diferencial entre placenta prévia (PP) e no descolamento prematuro da placenta (DPP), assim como na avaliação da vitalidade fetal [3,8].

3.4. Diagnóstico de trabalho de parto

Na maioria das parturientes, a internação hospitalar deve ser indicada na fase ativa do TP, ou seja, uma contração uterina regular a cada 3 a 5 minutos e dilatação cervical igual ou maior do que 3 cm, com colo fino e apagado. Quando persistirem dúvidas, pode aconselhar-se a reavaliação da paciente em 2 horas. Se houver progressão da dilatação após esse período, o diagnóstico de trabalho de parto será confirmado [3,8].

Fase ativa do trabalho de parto

Dilatação cervical ≥ 3 cm e colo apagado
Dinâmica uterina ≥ 2 contrações/10 minutos

Quadro 3.1: Fase ativa do trabalho de parto.

3.5. Procedimentos de rotina

O registo rotineiro dos sinais vitais maternos é um parâmetro importante para o controlo contínuo da saúde materna e fetal.

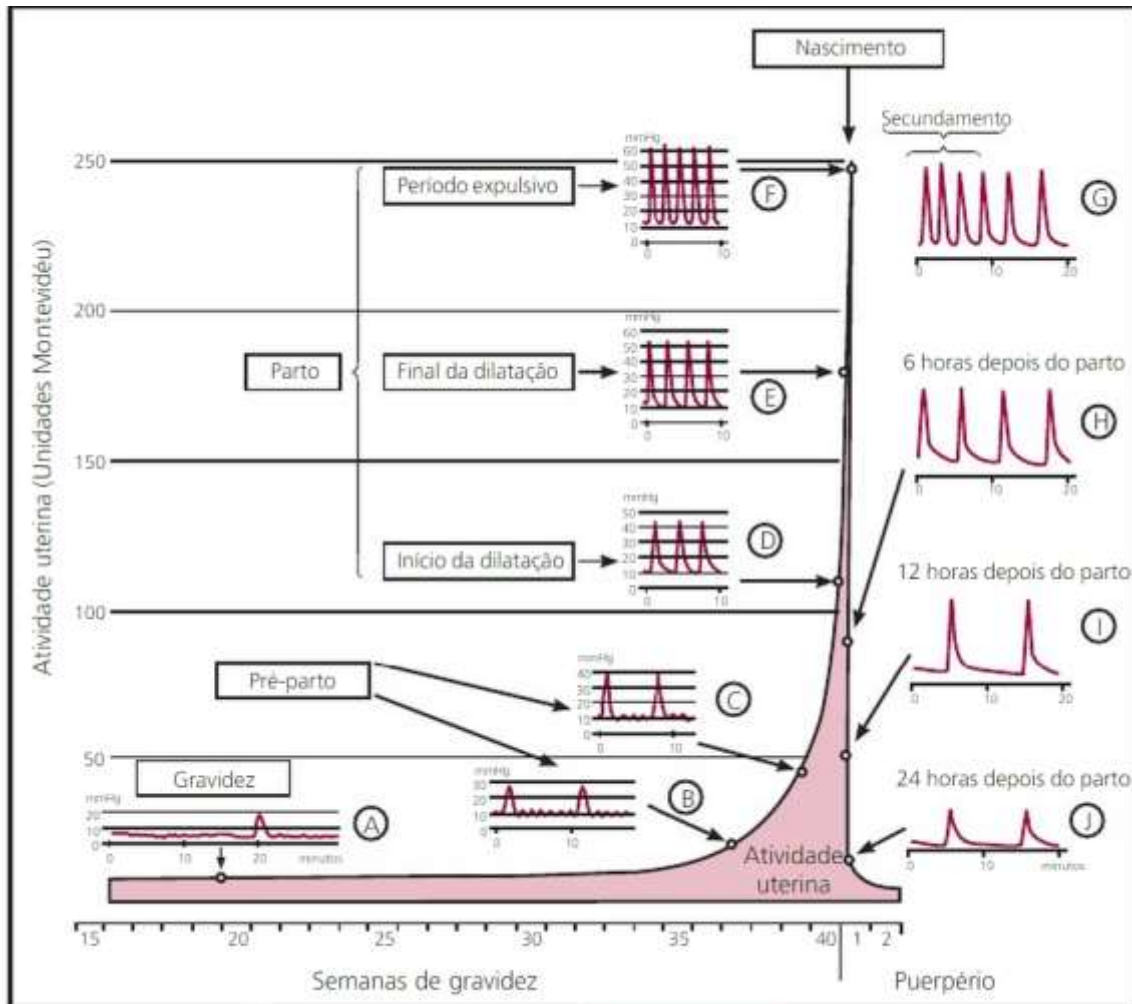


Figura 3.1: Gráfico de evolução de contratilidade uterina [8].

3.6. Pré-parto

O acompanhamento da parturiente na sala de pré-parto consiste basicamente na monitoração clínica da progressão do trabalho de parto e na vigilância da saúde fetal.

Durante este período, para além do estímulo à presença do acompanhante junto à parturiente, o uso de métodos não farmacológicos para alívio da dor pode auxiliar o trabalho de parto, promovendo maior satisfação e bem-estar.

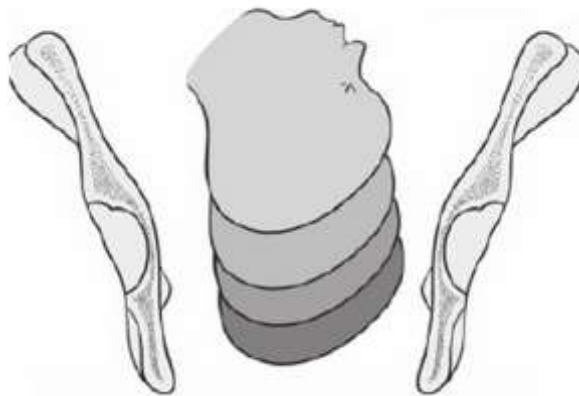


Figura 3.2: Altura da apresentação fetal (planos de De Lee) [3].

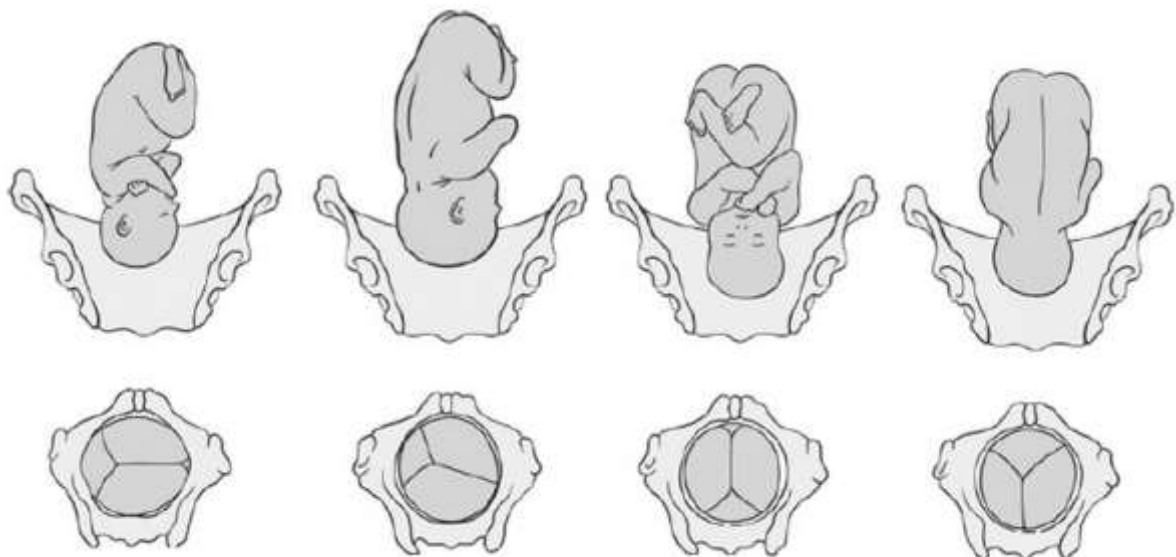


Figura 3.3: Variedade de posição [3].

3.7. Avaliação materna

Durante o primeiro período do parto, os sinais vitais maternos devem ser avaliados a cada 60 minutos. A presença de hipertermia e de taquicardia em pacientes com ruptura prematura de membranas é altamente sugestiva de infecção ovular. A administração de líquidos claros, por via oral, tem sido estimulada por ser benéfica e evitar a desidratação.

Na maioria das vezes, não há necessidade de cateterização venosa e de infusão de líquidos, uma vez que mais de 80% das parturientes têm partos dentro das primeiras 8 horas após a admissão [3]. No caso das poucas que tiverem TP disfuncional ou quando houver necessidade de administrar medicação endovenosa, deve-se punccionar uma veia periférica.

3.8. Avaliação fetal

A avaliação do feto deve ser feita pela auscultação intermitente do ritmo cardíaco fetal (pelo menos a cada 30 min) [3].

O aparecimento de desacelerações suspeitas (desacelerações tardias) ou bradicardia persistente (FCF abaixo de 100 bpm por tempo ≥ 3 min), na auscultação clínica, deve ser seguido de avaliação por cardiotocografia intraparto [3].

De realçar uma diminuição estatisticamente significativa de convulsões neonatais no grupo da monitoração eletrônica contínua (RR: 0,5; IC95%: 0,32-0,82) sem diferenças nos índices de Apgar, internamento em unidade de cuidados intensivos neonatal, mortalidade perinatal ou paralisia cerebral dos recém-nascidos. No grupo monitorizado, houve um aumento nas taxas de cesariana (RR: 1,41; IC 95%: 1,23-1,61) e partos operatórios (RR: 1,20; IC95%: 1,11-1,30) [3].

Cardiotocografia fetal intraparto

A cardiotocografia tem indicação quando existem fatores de risco materno, como hipertensão arterial sistêmica (HAS), CIUR, presença de mecônio, DMG, aloimunização, oligodrâmnio (maior bolsão < 2 cm). Existem vários critérios para a classificação dos traçados de cardiotocografia.

3.9. Amnioinfusão

Indicado inicialmente para a prevenção da síndrome de aspiração de mecónio na presença de mecónio espesso, atualmente a amnioinfusão mostrou-se benéfica apenas nos casos de oligoidrâmnio e desacelerações variáveis repetidas [3, 8].

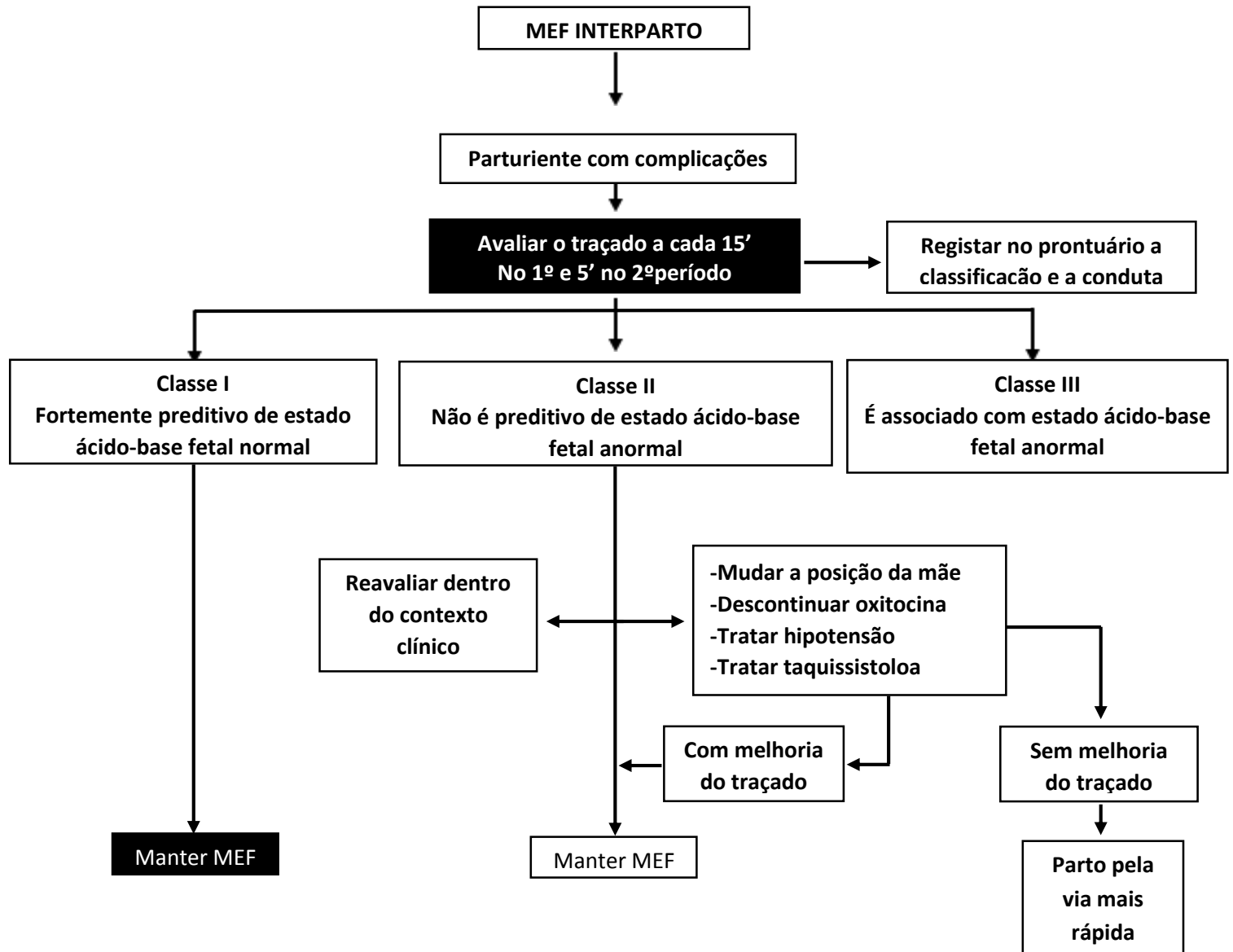


Figura 3.4: Fluxograma da monitoração eletrónica fetal (MEF) por cardiotocografia intraparto [3].

3.10. Avaliação da progressão do trabalho de parto

Partograma

O partograma é um gráfico de acompanhamento da evolução clínica do primeiro período de TP. O partograma composto da Organização Mundial da Saúde, compreende todo o primeiro período do parto (fase latente e fase ativa) e o modificado, também da OMS, que considera apenas a fase ativa.

Com o diagnóstico de fase ativa de trabalho de parto, inicia-se o preenchimento do partograma. O acompanhamento é realizado de acordo com o protocolo de atendimento de gestantes com IG \geq 34 semanas, com feto único e apresentação cefálica fletida em trabalho de parto [3]. A avaliação da dilatação e da descida da apresentação deve ser realizada a cada 2 horas, a dinâmica uterina a cada hora e os batimentos cardíacos fetais a cada 30 minutos, quando não houver fatores de risco. Um progresso satisfatório no primeiro período é medido principalmente pela dilatação da cérvix, tendo menos importância a altura da apresentação fetal [9]. O ideal é que a dilatação progrida à esquerda ou sobre a linha de alerta.

Se, na primeira avaliação, 2 horas após a inclusão no partograma, a evolução da dilatação for inferior a 1 cm/h, procede-se à amniotomia, com intuito de aumentar a força e a frequência das contrações [3]. Caso a curva de dilatação se mantenha à direita da linha de alerta nas próximas avaliações, deve fazer-se uma cuidadosa reavaliação da permeabilidade do trajeto pélvico e das características da contratilidade uterina em busca das possíveis causas de disfunção. Afastados os sinais de desproporção cefalopélvica ou condição fetal não tranquilizadora, inicia-se oxitocina para correção de dinâmica [3].

Durante o uso da oxitocina, as contrações uterinas devem ser avaliadas constantemente. Para a detecção do parto disfuncional, a avaliação mais importante ocorre nas primeiras 3 horas após o início da fase ativa. Se o diagnóstico de DCP ou condição fetal não tranquilizadora forem evidenciados, a indicação de cesariana é mandatária [3].

O acompanhamento correto com o auxílio do partograma é fundamental para que se evitem erros de interpretação da evolução do trabalho de parto.

Sinais de DCP

- Dinâmica uterina $\geq 4/10'$
- Bolsa rota
- Bossa serossanguínea
- Edema de colo
- Paragem de progressão

Quadro 3.2: Sinais de DCP [3].

Correção de dinâmica uterina

- Diluir 5 UI de oxitocina em 500ml de sol Fisiol 0,9%.
- Iniciar infusão a 30 ml/h.
- Aumentar a velocidade da infusão em 30 mL de 30/30'.

Quadro 3.3: Correção de dinâmica uterina [3].

3.11. Assistência ao segundo período do parto

Ao completar-se a dilatação cervical, iniciam-se os esforços expulsivos. Nesse momento, deve realizar-se um toque vaginal com o objetivo de certificar-se de que a dilatação está completa e de avaliar-se a altura e a variedade da apresentação. As variedades occipito-posteriores estão associadas a períodos expulsivos mais prolongados e a maior necessidade de uso de fórceps. Nas parturientes que estão em uso de analgesia epidural, os esforços expulsivos não acontecem espontaneamente, pois são desencadeados por estímulos dolorosos [3, 8].

A posição mais utilizada para a assistência ao segundo e ao terceiro período do parto é a de Laborie-Duncan, com decúbito dorsal, mesa de parto com posição verticalizada ao máximo e flexão e abdução máximas das pernas e coxas [3, 8]. Essa posição amplia o estreito inferior e expõe suficientemente o períneo e a fenda vulvar, favorecendo a instrumentalização do parto, quando necessária. Alguns autores sugerem o uso rotineiro de posições mais verticalizadas, como o parto de cócoras, que estão associadas a períodos expulsivos menos dolorosos ou a maior tolerância à dor.

3. Assistência ao trabalho de parto

Pode dar-se à paciente orientação adequada para o aproveitamento máximo das contrações expulsivas (manobra de Valsalva), já que se originam de músculos estriados do abdômen que estão, em parte, submetidos à vontade da paciente, o que lhe permitirá intensificar os esforços expulsivos. Nessa situação, é importante evitar que várias pessoas falem simultaneamente com a parturiente, já que isso, na maioria das vezes, em vez de auxiliá-la, aumenta sua inquietude e angústia.

A vitalidade do feto deve ser rastreada auscultando-se os BCFs a cada 5 minutos imediatamente antes, durante e após as contrações uterinas.

No momento do desprendimento da cabeça, deve tentar-se evitar a deflexão súbita da apresentação por meio da manobra de Ritgen (uma das mãos, coberta por uma compressa, exerce leve compressão para diante sobre o mento fetal pelo períneo, enquanto a outra comprime o vértice, controlando o desprendimento da cabeça no intervalo entre dois puxos) [3, 8].

Após o nascimento, de preferência antes da primeira inspiração do recém-nascido, pode-se seccionar um segmento do cordão umbilical para medida de gasometria arterial.

Episiotomia

As indicações da episiotomia são feto não reativo, variedades occipito-posteriores, fetos grandes, uso de fórceps, insuficiência cardíaca materna e período expulsivo prolongado. Ao optar-se pela realização da episiotomia, ela deve ser feita preferencialmente quando a apresentação fetal estiver abaixo do terceiro plano e utilizando-se a técnica médio-lateral esquerda feita com bisturi. Para a secção do músculo elevador do ânus, pode utilizar-se tesoura [3,8].

Duração do período expulsivo

A duração média do segundo período do parto em primíparas é de aproximadamente 45 minutos. Considera-se que, se as condições clínicas da parturiente e do feto forem satisfatórias e houver sinais de progressão da descida da apresentação, não existirá necessidade alguma de se abreviar um período expulsivo cuja duração seja inferior a 2 horas para uma nulípara ou inferior a 1 hora para uma multípara [10].

3. Assistência ao trabalho de parto

4. Parto disfuncional

O trabalho de parto (TP) disfuncional, caracterizado por progressão lenta e anormal, é a principal indicação de cesariana primária nos Estados Unidos, sendo responsável por cerca de 60% das cesarianas naquele país [11].

Cerca de 20% de todos os TPs são afetados por distúrbios que levam a um abrandamento ou paragem da progressão [13].

4.1. Diagnóstico e caracterização clínica

Para o diagnóstico adequado do parto disfuncional é necessário conhecermos os períodos do TP normal, apontados por Friedman (1983), e reconhecermos o seu início. A Tabela 4.1 resume os critérios para diagnóstico das disfunções, conforme período do parto, paridade e presença de anestesia regional.

O trabalho de parto normal divide-se em três períodos [15]:

- **Primeiro período:** tempo desde o início do trabalho de parto até a dilatação cervical completa;
- **Segundo período:** tempo desde a dilatação cervical completa até a expulsão do feto;
- **Terceiro período:** tempo desde a expulsão do feto até a saída da placenta.

Tabela 4.1: Critérios diagnósticos para padrões anormais do trabalho de parto [13].

Padrão de evolução do trabalho de parto		Nulíparas	Multíparas
Primeiro período			
	Abrandamento da dilatação	<1,2 cm/h	<1,5 cm/h
	Paragem da dilatação	> 2 h	> 2 h
Segundo período			
	Abrandamento da descida	<1 cm/h	<2 cm/h
	Paragem da descida (sem analgesia regional)	>2 h	>1 h
	Paragem da descida (com analgesia regional)	>3 h	>2 h

Disfunções do primeiro período

O primeiro período inclui duas fases distintas: a fase latente e a fase ativa de TP. Essa última pode ser subdividida em fase de aceleração, fase de inclinação máxima e fase de desaceleração da dilatação cervical.

- **Disfunção da fase latente**

A duração média da fase latente é de 6,4 horas em nulíparas e 4,8 horas em multíparas e não é influenciada pela idade materna, peso fetal ou anormalidades obstétricas [13].

Nos últimos 20 anos, o critério mais aceite é o de Friedman e Neff (National Collaborative Perinatal Project), que considera como fase latente prolongada aquela com duração superior a 20 horas em primíparas e 14 horas em multíparas (quatro desvios-padrão da média de duração da fase latente) [15].

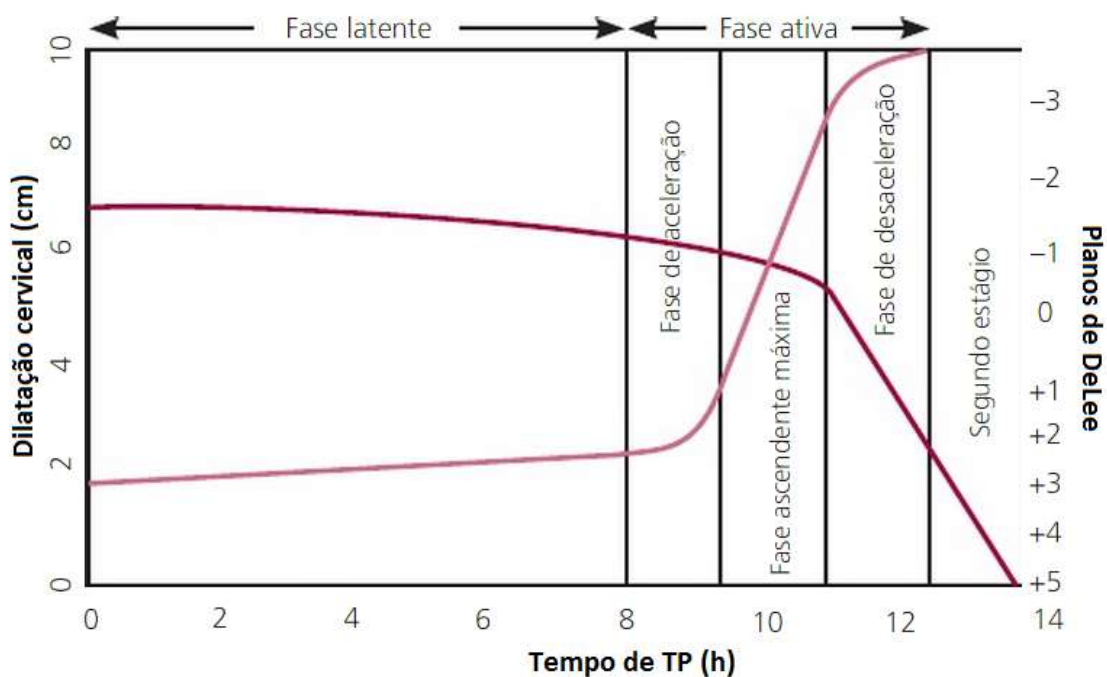


Figura 4.1: Representação gráfica da dilatação cervical (em centímetros) versus o tempo de trabalho de parto (em horas) - curva sigmoide [15].

Um estudo recente demonstrou que uma fase latente prolongada pode estar associada a maior incidência de anormalidades durante a fase ativa de TP, maior necessidade de ressuscitação neonatal, entubação por mecônio espesso, índices de Apgar mais baixos, maior tempo de hospitalização dos recém-nascidos, febre materna e maior número de lacerações de terceiro e de quarto grau [16].

4. Parto disfuncional

No entanto, a indicação de cesariana por falta de progressão da dilatação somente é aceita a partir da fase ativa. Entretanto, a presença de uma fase latente prolongada é um fator de risco para uma fase ativa disfuncional subsequente e um risco maior de cesariana.

- **Disfunção da fase ativa**

O início da fase ativa do TP, também conhecido como trabalho de parto propriamente dito, inicia-se quando a dilatação cervical alcança pelo menos 3 cm em primíparas e 4 cm em multíparas, havendo contrações fortes e regulares, em conjunto com outros sinais de modificação cervical (apagamento ou semiapagamento, perda do tampão mucoso, rutura da bolsa das águas, etc.) [13, 17]. Esse período caracteriza-se pela fase de dilatação cervical rápida (≥ 1 cm/h).

A fase ativa é dividida em período de dilatação inicial (fase de aceleração), com duração de aproximadamente 1 hora, evoluindo para um período posterior, em que a velocidade de dilatação é linear e bastante rápida (fase de inclinação máxima). O período final da fase ativa caracteriza-se por uma dilatação em velocidade constante, havendo, além da dilatação lateral, também uma dilatação no sentido cranial, já que o cérvix vai-se retraindo em redor do polo fetal até atingir a dilatação completa.

Atualmente, utiliza-se uma classificação prática para categorizar as anormalidades do TP: distúrbio de abrandamento (progressão anormalmente lenta do trabalho de parto) e distúrbio de paragem (paragem completa de progressão). Esses distúrbios requerem que a parturiente tenha entrado na fase ativa, podendo ocorrer também no segundo período do trabalho de parto [11].

A progressão para o parto deve ocorrer em cerca de um terço dos casos de TP disfuncional. Aproximadamente dois terços das pacientes com fase ativa prolongada encaminham-se para um quadro de paragem secundária da dilatação, situação em que o prognóstico se torna mais reservado [15, 18].

A identificação dessas alterações pelo partograma deve ser complementada pelo exame clínico, que, não demonstrando sinais consistentes como diagnóstico de desproporção cefalopélvica (DCP), permite que a disfunção seja tratada por meio da infusão de oxitocina e outras intervenções a seguir descritas.

Disfunções do segundo período

A duração média do segundo período do TP é de 66 minutos em pacientes nulíparas e de 20 minutos em multíparas. Friedman (1983) definiu, como um segundo período anormalmente longo, 3 horas para nulíparas e 1 hora para multíparas.

A anestesia regional, a duração do primeiro período de TP, a paridade, a estatura materna, o peso fetal e a altura da apresentação no momento da dilatação completa influenciam a duração do segundo período. Porém, os estudos mostraram que esses fatores juntos são responsáveis por menos de 25% da variação da duração do segundo período [19].

Trabalho de parto precipitado

Quando o TP evolui rápido demais, também considerado disfuncional. O termo “parto precipitado” refere-se ao trabalho de parto que dura menos que 3 horas desde o início das contrações até o nascimento. Designa-se o período expulsivo de precipitado quando dura menos de 20 minutos [13]. O parto precipitado está associado a uma maior frequência de lacerações de trajeto. Além disso, muitas vezes é seguido de hipotonia uterina, merecendo atenção especial no quarto período do parto [20].

4.2. Fisiopatologia

A progressão disfuncional do trabalho de parto ocorre por meio de três mecanismos distintos [13]:

- Anormalidades da contração uterina;
- Anormalidades da pelve materna;
- Anormalidades de apresentação, posição, dimensões ou desenvolvimento do feto.

Anormalidades da contração uterina (discinesias)

São anomalias na onda contrátil do útero. As discinesias não corrigidas resultam em TP prolongados ou com paragem de progressão

- **Hipoatividade:** quando as contrações têm pouca intensidade (elevação menor que 25mmHg do tônus basal – hipossistolia). O progresso do parto é lento, sem prejuízo materno e nem fetal, exceto o proveniente do trabalho prolongado [13].

4. Parto disfuncional

- **Hiperatividade:** quando a intensidade das contrações é exagerada (maior do que 50 mmHg do tônus basal – hipersístolia). Pode produzir sofrimento fetal, rotura uterina e TP precipitado [13].
- **Hipotonia uterina:** descrita como tônus uterino inferior a 8 mmHg (útero “mole”), em geral está associada à hipoatividade do útero. São fatores associados à hipotonia uterina: número elevado de partos prévios, primiparidade tardia, alterações uterinas (miomatose, adenomiose, malformações), distensão excessiva das fibras musculares [13].
- **Hipertonia uterina:** o tônus basal do útero é aumentado (> 12 mmHg), chegando a intensidades maiores que 30 mmHg – situação em que se torna muito difícil perceber as contrações (impressão de útero “muito duro”). As causas mais comuns são administração inadequada (exagerada) de ocitocina e descolamento prematuro de placenta [13].
- **Incoordenação e inversão do gradiente contrátil:** as contrações eficazes em promover dilatação cervical e descida da apresentação propagam-se por todo o útero de forma generalizada e sincronizada. Quando existe incoordenação do gradiente, partes distintas do órgão contraem-se de forma independente e assincrónica, impedindo que todo o útero alcance o máximo de contração simultaneamente. Quando ocorre inversão do TGD, as contrações nascem na parte inferior do útero e propagam-se para cima, com duração maior no istmo do que no corpo – ineficazes para dilatar o colo e tendendo a fechá-lo [13].

Distocias do trajeto

Muitas condições patológicas do canal do parto geram dificuldades na evolução do trabalho, podendo ocorrer distocias no trajeto mole ou no arcabouço ósseo da pelve.

- **Distocia cervical:** o colo uterino é responsável pela não progressão do parto. O edema de colo, observado em partos prolongados, muitas vezes pode ser um sinal de DCP e pode dificultar a dilatação cervical ou impedi-la; em casos simples, com dilatação completa, pode-se tentar levar o lábio anterior edemaciado para cima da apresentação; quando a dilatação permanece estacionária, é necessária cesariana [13].

4. Parto disfuncional

- **Outras distocias de trajeto mole:** tumorações prévias que se interpõem fixamente diante da apresentação fetal podem dificultar ou impedir a descida desta, como é o caso de grandes miomas de segmento inferior e tumores de ovário e de reto [13].
- **Distocias do trajeto duro (vícios pélvicos):** segundo Montenegro e Rezende Filho (2008b), a pelve viciada é aquela que apresenta acentuada redução de um ou mais de seus diâmetros ou modificação apreciável de forma. Em relação ao estreito superior, considera-se vício pélvico quando o diâmetro anteroposterior é menor do que 10 cm, e o do transversal médio, menor do que 12 cm. Quanto ao estreito médio, o vício é caracterizado diâmetro menor do que 15 cm entre promontório e bordo inferior do púbis ou diâmetro interespinhoso transversal menor do que 10,5 cm. Considera-se vício de estreito inferior quando a distância entre as tuberosidades isquiáticas é menor do que 8 cm [13, 21]. A pelvimetria clínica pode ser útil para avaliar qualitativamente as características gerais da arquitetura pélvica e identificar pacientes com maior risco de distocia.

Distocias fetais

Alterações na maneira como o polo cefálico avança na pelve, como desproporção entre as medidas do feto e as do trajeto que se apresenta, podem determinar lentidão e parada na progressão do TP.

- **Anormalidades da rotação do polo cefálico:** as variedades de posição posteriores (occipito-direita posterior, occipito-esquerda posterior e occipito-sacral) caracterizam-se por descida mais lenta. Respeitadas as condições de aplicabilidade e conforme o grau de deflexão, pode-se utilizar os fórceps para promover a rotação da apresentação para uma variedade de posição anterior ou mesmo proceder ao desprendimento em occipito-sacral. Pode-se realizar manualmente a rotação das posteriores defletidas para occipito-púbica da seguinte forma: coloca-se a mão na pelve posterior atrás do osso occipital do feto, agindo como um “calço” para fletir a cabeça; aplica-se rotação ao polo cefálico, usando, como alavanca, qualquer fontanela ou sutura, sempre durante uma contração e o esforço expulsivo materno [22]. A persistência do polo cefálico em occipito-transversal direita ou esquerda após insinuação e descida profunda na pelve,

4. Parto disfuncional

podem determinar abrandamento e paragem da progressão (período expulsivo médio de 2,5 horas e índice de cesariana de 6,9%) [23]. Encontrando-se em altura favorável e respeitando-se as condições de aplicabilidade, pode-se utilizar o fórceps de Kielland para proceder a rotação; outra alternativa é rotar a apresentação para uma variedade oblíqua e então utilizar o fórceps de Simpson-Braun para completar a rotação e o desprendimento. Nos casos em que o polo cefálico se mantenha em altura desfavorável à extração com fórceps, a cesariana é necessária.

- **Anormalidades de flexão do polo cefálico (deflexões):** nas apresentações de face, a cabeça fetal encontra-se completamente defletida, de tal forma que o occipital encosta na coluna vertebral. O diagnóstico é feito pelo toque vaginal, identificando-se boca, nariz e arcadas orbitárias; Quando a variedade de posição é mento-sagrada, o parto vaginal é impossível, uma vez que o pescoço fetal não tem extensão suficiente para possibilitar a penetração do polo cefálico na concavidade do sacro. Quando a apresentação é mento-púbica, é possível aguardar a evolução do trabalho de parto, pois os diâmetros apresentados são compatíveis com os estreitos do trajeto. Entretanto, mesmo nesses casos, os índices de cesariana são elevados. Nas apresentações de frente, o maior diâmetro da apresentação é o occipitomentoniano, medindo geralmente em torno de 13,5 cm – incompatível com o parto transpélvico. Se, ao longo do período expulsivo, não ocorrer evolução para cefálica fletida ou para apresentação de face, a cesariana é necessária [13].
- **Apresentações compostas:** nesses casos, existe prolapso de um dos membros superiores do feto para o lado do polo cefálico, que é frequentemente associado à prematuridade. Nos casos em que existe prolapso apenas da mão, deve-se adotar conduta expectante. A prática de reposição manual, nos casos de prolapso de todo o membro superior, está praticamente abandonada, por estar associada a complicações, especialmente a prolapso de cordão. Quando não ocorre a correção espontânea, deve-se optar por cesariana [24].
- **Desproporção cefalopélvica (DCP):** é a falta de proporcionalidade entre a bacia e o feto. Apesar de essa desproporção ser causada pelo crescimento fetal excessivo ou por anormalidades cranianas (p. ex., hidrocefalia), pode, muitas vezes, ocorrer em consequência de vício pélvico ou de atitude viciosa da cabeça fetal. Nestes

4. Parto disfuncional

casos, é muito difícil confirmar o diagnóstico antes de se instalar o TP. Em DCPs relativas, o TP normalmente é prolongado e exaustivo. Em DCPs absolutas, o parto torna-se completamente obstruído, e o polo cefálico permanece encravado no estreito superior, havendo progressiva distensão do segmento inferior do útero ao longo do TP. O diagnóstico de DCP deve ser afirmado mais precocemente, antes que ocorra comprometimento fetal e materno, por meio da observação de fenômenos mecânicos, plásticos e dinâmicos da parturição. Utilizam-se, para isso, o parto-grama, e a correção apropriada das discinesias. Se houver dinâmica uterina adequada, sem progressão ao longo de determinado período de tempo – especialmente quando associado a sinais maternos e fetais – faz-se o diagnóstico de DCP e indica-se a cesariana [3].

4.3. Fatores de risco

De uma maneira geral, idade materna avançada, nuliparidade, ansiedade materna, gestação múltipla e infecções intrauterinas estão associadas a um prolongamento da fase ativa. Analgesia epidural, primeiro período prolongado, nuliparidade e fetos grandes em apresentação alta, no momento da dilatação cervical completa, estão associados a um período expulsivo prolongado.

Fatores de risco para parto disfuncional

- Idade materna avançada
- Complicações da gestação
- Condição fetal não tranquilizadora
- Anestesia epidural
- Macrosomia fetal
- Contração pélvica
- Variedade de posição occipito-sagrada
- Nuliparidade
- Baixa estatura (menos de 150 cm)
- Corioamnionite
- Gestação pós-termo
- Obesidade

Quadro 4.1: Fatores de risco para parto disfuncional [13].

4.4. Tratamento

Controlo das disfunções de primeiro período

Entre as várias medidas a utilizar no primeiro período, propõe-se a analgesia com opióides, deambulação, mudança de decúbito, redução de stress, hidratação, suporte energético, banho, descolamento digital de membranas, estimulação mamilar, etc. A amniotomia pode ser eficaz, mas deve ser utilizada de maneira bastante criteriosa, uma vez que cerca de 10% das pacientes que se apresentam com contrações dolorosas e sem dilatação cervical estão, na verdade, em falso trabalho de parto [25].

Em fase ativa de TP, o toque vaginal deve ser realizado a cada uma ou duas horas para avaliar se a progressão está adequada. Os resultados dos exames devem ser registados no partograma, que permite a representação gráfica do andamento do TP e evidencia quando os limites da progressão normal são ultrapassados. Havendo abrandamento ou ausência de evolução dentro dos períodos preestabelecidos, deve-se intervir para corrigir possíveis distúrbios da contratilidade uterina [3].

Em casos de hiperatividade uterina deve-se reduzir ou retirar-se a oxitocina (caso esteja sendo administrada), realizar analgesia ou amniotomia, aumentar a infusão de líquidos ou iniciar a administração de uterolíticos (nifedipina, salbutamol intravenoso), além das medidas gerais de mudança de decúbito e redução do stress [20].

- **Cesariana**

A paragem de progressão do TP é diagnosticada quando, após a correção das possíveis discinesias com uso de oxitocina e/ou amniotomia, e tendo alcançado uma dinâmica uterina adequada durante mais de 2 horas, não ocorrer revolução do TP. Nessa situação, estamos provavelmente diante de uma DCP, quando, em geral, deve-se indicar uma cesariana [3,8].

Controlo das disfunções do segundo período

Diante de um segundo período de parto prolongado, é fundamental reavaliar a mãe, o feto e as forças expulsivas. Se as membranas ainda estiverem íntegras, deve-se realizar amniotomia [3, 8].

4. Parto disfuncional

- **Controlo expectante**

Em fetos com padrão normal de batimentos cardíacos, um segundo período de parto prolongado pode ser realizado com uma conduta expectante, pois, na maioria dos casos, é possível ter um parto vaginal. Quando a apresentação está alta no período expulsivo, deve-se aguardar para conduzir o parto somente quando a gestante já estiver sentindo espontaneamente as contrações [3, 8].

- **Correção das discinesias**

É importante que a dinâmica continue eficaz, forte e regular. Devem-se, ainda, corrigir eventuais disfunções contrateis com oxitocina.

- **Parto vaginal instrumentado**

O fórceps ou o vácuo são utilizados em 5% dos partos nos Estados Unidos. O sucesso do seu uso depende do treino e da habilidade do obstetra. O fórceps é uma ferramenta importante em distocias fetais por alteração na flexão ou por rotação do polo cefálico. A decisão de realizar um parto operatório ou continuar observando dependerá das condições clínicas da mãe e do feto e do treino do obstetra [3, 8].

- **Cesariana**

Na presença de uma condição preocupante durante a monitorização fetal ou se as intervenções anteriormente descritas tiverem falhado, deve ser indicada a cesariana.

5. Indução do Parto

A indução do parto tem por objetivo o término da gestação pela via vaginal. Está indicada em situações nas quais aguardar o trabalho de parto espontâneo resultaria em riscos maternos ou fetais. O Quadro 5.1 ilustra as indicações mais comuns de indução do TP [3].

Indicações de indução de TP
➤ Gestação com 41 semanas ou mais
➤ Pós-datismo
➤ Ruptura prematura de membranas
➤ Corioamnionite
➤ Hipertensão arterial sistêmica (HAS) e/ou pré-eclâmpsia
➤ Diabetes melittus/gestacional
➤ Crescimento intrauterino restrito (CIUR)/oligoidrâmnio
➤ Morte fetal
➤ Isoimunização Rh
➤ Anomalias fetais incompatíveis com a vida

Quadro 5.1: Indicações de indução [1].

5.1. Avaliação pré-indução

Idade gestacional

A IG deve ser confirmada da forma mais precisa possível, aliando história clínica, dia da última menstruação (DUM), altura uterina (AU) e, de preferência, ultrassonografia de primeiro trimestre. Todos os esforços devem ser empregados para evitar a indução de fetos pré-termo.

5. Indução do Parto

Tipo de apresentação

A indicação de indução é restrita a apresentações cefálicas fletidas. Formas de apresentação, como córmica e cefálica defletida, são consideradas contraindicações absolutas à indução do parto.

Avaliação cervical

O score de Bishop (Tab. 5.1) é o principal determinante do sucesso na indução do parto.

Tabela 5.1: Score de Bishop [3].

Pontuação	0	1	2	3
Dilatação (cm)	0	1-2	3-4	5-6
Apagamento (%)	0-30	40-50	60-70	80
Altura da apresentação	-3	-2	-1/0	+1/+2
Consistência do colo	Endurecido	Médio	Amolecido	
Posição do colo	Posterior	Médio	Anterior	

Contraindicações à indução

O Quadro 5.2 explicita situações consideradas contraindicações à indução do TP.

Contraindicações à indução do TP
➤ Situação transversa
➤ Apresentação cefálica defletida
➤ Desproporção cefalopélvica
➤ Placenta prévia oclusiva total
➤ Vasa prévia
➤ Gestação múltipla
➤ Grande multiparidade
➤ Herpes genital ativo
➤ Cesariana corporal, miomectomia ou metroplastia prévia
➤ Carcinoma cervical invasivo

Quadro 5.2: Contraindicações à indução do TP [3]

Prostaglandinas

As prostaglandinas PGE2 e PGF2 α têm sido também utilizadas para indução do parto [3].

Misoprostol

O misoprostol – análogo da PGE1 – tem sido empregue, tanto para modificação cervical quanto para a indução do TP. Tem como principais vantagens a facilidade de uso e o armazenamento, a elevada eficácia em promover contratilidade uterina, poucos efeitos adversos sistêmicos e o baixo custo em relação às prostaglandinas [3].

Métodos mecânicos de indução

Os métodos mecânicos de indução são uma alternativa aos farmacológicos.

- **Laminárias**

Desde o século XVIII, as laminárias têm sido utilizadas como dilatadores cervicais, promovendo uma expansão radial lenta; entretanto a sua utilização clínica tem sido largada, pelo risco de infecção e pela disponibilidade de outros métodos mais efetivos.

- **Sonda de Foley**

A sonda de Foley transcervical age tanto por ação mecânica sobre o cérvix, como pela libertação de prostaglandinas.

A média de mudança na pontuação de Bishop com a sua utilização é de 3,3 para 5,3 [26].

- **Amniotomia**

Não há evidência suficiente sobre os efeitos da amniotomia como método isolado para indução do TP. Pode acarretar aumento do risco de infecção se houver demora no início do TP, além do risco inerente de prolapso de cordão.

- **Descolamento de membranas**

Consiste na separação das membranas amniocoriônicas do segmento inferior pelo toque vaginal, provocando a libertação local de prostaglandinas locais.

5.2. Indução em situações especiais

Cesariana prévia

A tentativa de realização de parto vaginal após uma cesariana prévia com cicatriz uterina segmentar parece ser um método seguro para reduzir os índices de cesarianas [27].

O conhecimento da causa da cesariana previamente realizada, das condições de realização e de suas possíveis complicações pode auxiliar na tomada de decisão.

6. Parto vaginal instrumentado

O parto vaginal instrumentado é aquele em que o fórceps ou o vácuo-extrator (também conhecido como ventosa) são utilizados como auxiliares do nascimento. O uso criterioso desses instrumentos tem grande importância na assistência ao segundo período do parto.

6.1. Incidência

A taxa total dos partos vaginais instrumentados tem diminuído nos últimos anos. No entanto, o uso da ventosa tem aumentando: incidência atual 4 vezes maior que a do fórceps [28].

6.2. Indicações e contraindicações

Geralmente as indicações para o uso de fórceps ou ventosa são as mesmas, devendo cada caso ser avaliado individualmente. As contraindicações são explicitadas no Quadro 6.2.

Possíveis indicações para o uso de vácuo-extrator ou de fórceps

- Complicações maternas que contraindiquem a manobra de Valsalva: distúrbios cardiovasculares, pulmonares, neurológicos, descolamento de retina.
- Dificuldade ou impossibilidade de utilização da prensa abdominal: distúrbios neurológicos, musculares, eclâmpsia, hérnias abdominais, anestesia condutiva (entre outras).
- Condição fetal não tranquilizadora.
- Prolapso de cordão (indicação exclusiva para fórceps).
- Sangramento intenso (suspeita de descolamento prematuro de placenta).
- Falha da progressão da descida e/ou da rotação da apresentação.
- Período expulsivo prolongado.
- Exaustão materna.
- Apresentação de pés no parto pélvico (indicação somente para fórceps de Piper).

Quadro 6.1: Possíveis indicações para uso de ventosa ou fórceps [3].

Contraindicações para o uso de vácuo-extrator ou de fórceps

- Distúrbios desmineralizantes fetais conhecidos: osteogénese imperfeita.
- Distúrbios hemorrágicos fetais: hemofilia, trombocitopenia aloimune.
- Cabeça fetal não encaixada.
- Posição fetal desconhecida.
- Apresentações anómalas: face (mento posterior), fronte.
- Suspeita de desproporção cefalopélvica.
- Prematuridade fetal: contraindicação relativa. O vácuo-extrator não deve ser utilizado antes de 34 semanas de gestão devido ao aumento de risco de hemorragias.
- Peso fetal: macrosomia fetal pode estar associada com o aumento de risco de danos fetais em partos instrumentados.

Quadro 6.2: Contraindicações para uso de ventosa ou fórceps [3].

6.3. Condições de aplicabilidade [3]:

- Dilatação completa;
- Membranas amnióticas rompidas;
- Sem impedimento por partes moles ou duras no trajeto;
- Volume (cabeça fetal) e espaço (pelve) compatíveis;
- Cabeça encaixada;
- Diagnóstico correto da posição e altura da apresentação;
- Médico com conhecimento e habilidade na utilização do instrumento escolhido;
- Presença de equipa capacitada para ressuscitação neonatal;
- Possibilidade de realização de cesariana imediata se necessário;
- Regra da técnica consciente: segurança de que todos os pré-requisitos foram preenchidos.

6.4. Alternativas ao Parto Vaginal Instrumentado [3,7, 8]

- A presença de pessoa capacitada para acompanhamento contínuo durante todo o trabalho de parto e parto, ao nível do suporte emocional e físico, tem reduzido a necessidade de intervenções operatórias;
- Utilizar o partograma, administrar oxitocina e retardar os puxos em pacientes com analgesia;
- Outras medidas alternativas são: proporcionar período de descanso materno, mudança na posição, adequação da analgesia e reavaliação das condições clínicas, do padrão de monitorização da frequência cardíaca fetal, do peso fetal estimado e da posição fetal;
- A rotação manual do polo cefálico;
- A realização de episiotomia e a indicação de cesariana - intervenções operatórias a considerar.

6.5. Classificação

Classificação para partos vaginais assistidos - considerando-se os dois principais fatores de risco para o binómio materno-fetal: a altura da apresentação e o grau de rotação [27].

6.5.1. Fórceps ou ventosa de alívio [3,7, 8]

- O couro cabeludo é visível no canal vaginal sem a separação dos lábios;
- O crânio fetal ocupa o diafragma pélvico;
- A sutura sagital está no diâmetro antero-posterior, ou occipito-sagrado (direita ou esquerda), ou occipito-púbico (direita ou esquerda);
- A cabeça fetal está no períneo;
- A rotação não excede 45°.

6.5.2. Fórceps ou ventosa baixo [3,7, 8].

- O ponto mais baixo da cabeça fetal está no plano $\geq +2$ de De Lee (não no diafragma pélvico);
- Rotação $\leq 45^\circ$ da esquerda ou direita anterior para occipito-púbica – OP, ou da esquerda ou direita posterior para occipito-sagrada – OS;
- Rotação $> 45^\circ$.

6.5.3. Fórceps ou ventosa médio [3,7, 8]

- A cabeça fetal encontra-se acima do plano +2 de De Lee, porém insinuada. Fórceps ou ventosa alto foi eliminado da classificação, uma vez que não é mais utilizado na obstetrícia moderna.

6.6. Escolha do instrumento

A escolha do instrumento deve ser baseada a partir de [3,7, 8]:

- Nível de treino com cada instrumento;
- Disponibilidade;
- Riscos e benefícios associados a cada instrumento para cada paciente;
- Grau de analgesia materna.

Em regra, considera-se a ventosa mais segura para a mãe (menos traumatismos maternos), enquanto o fórceps é considerado mais seguro para o feto (menor incidência de cefalohematoma e hemorragia retiniana). Comparativamente, a ventosa é de mais fácil aplicação, associada a menos analgesia materna, aplica menos força sobre a cabeça fetal, não alterando o diâmetro dela. Os fórceps, no entanto, podem ser utilizados em fetos prematuros (< 34 semanas), no parto em apresentação de pés ou no parto pélvico com feto único ou no segundo gemelar, em fetos com suspeita de coagulopatia ou trombocitopenia, em pacientes com contraindicação para manobra de Valsalva, em partos sob anestesia geral, em casos de prolapso de cordão e em variedades de posição que necessitem maiores graus de rotação [3, 7, 8].

6.7. Fórceps obstétrico

O primeiro fórceps foi pensado no final do século XVI pela família Chamberlen. Atualmente, existem cerca de 700 tipos descritos, porém, três são os mais usados: Simpson e Kielland, para as apresentações de vértice, e Piper, para a apresentação de pés (Fig. 13) [3,7, 8].

O fórceps é constituído por dois ramos articuláveis, sendo que cada ramo possui quatro componentes: o cabo, a articulação, a haste e a colher. Apresenta ainda duas curvaturas; uma para acomodar a cabeça fetal e a outra que coincide com a curvatura pélvica (Fig. 6.1) [3,7, 8].

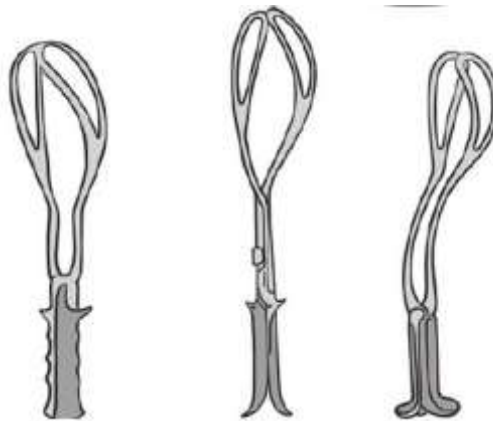


Figura 6.1: Respetivamente, fórceps de Simpson, de Kielland e de Piper [3].

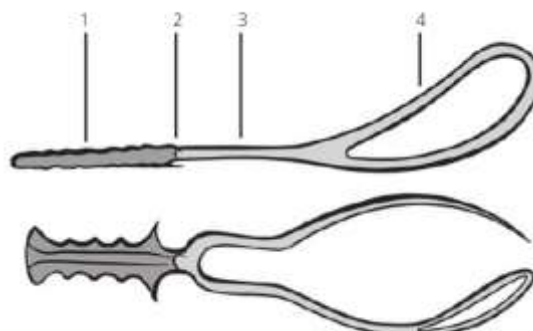


Figura 6.2: Cabo (1), articulação (2), haste (3) e colher (4). (Em cima: curvatura pélvica; em baixo: curvatura cefálica) [3]

6.7.1. Pega ideal

A pega ideal é a biparietomalomentoniana. As colheres estarão simetricamente dispostas a cada lado da cabeça fetal, apreendendo os parietais e os malaras, e a ponta atingirá a altura das mandíbulas, ocupando o espaço entre o pavilhão auricular e a fossa orbitária, conforme pode ser visto na Fig. 6.3. Diagnóstico da pega ideal [3,7, 8]:

- A pequena fontanela estar na distância de um dedo transverso do plano das hastes.
- A sutura sagital estará perpendicular ao plano das hastes, em toda a sua extensão.
- Ao tentar-se introduzir um dedo entre o fórceps e a cabeça fetal, não se deverá ter acesso às fenestras.

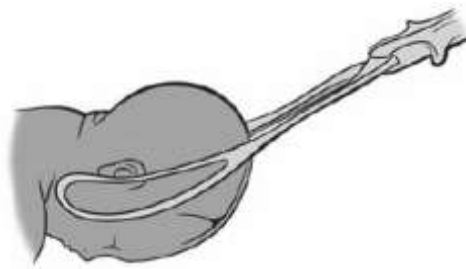


Figura 6.3: Pega ideal [3].

6.7.2. Técnica

- Posição de litotomia - a nádega deve ultrapassar ligeiramente o bordo da mesa ginecológica.
- Analgesia epidural do período de dilatação ou dos nervos pudendos.
- Esvaziamento da bexiga (sondagem vesical).
- Verificação das condições de aplicabilidade.
- Avaliação da necessidade de episiotomia.
- Apresentação do fórceps (colocado à frente do períneo, imitando a posição que irá ocupar quando aplicado na pelve).
- Aplicação do fórceps escolhido.
- Confirmação da pega.
- Tração (rotação se necessário) e extração.

6. Parto vaginal instrumentado

A tração deve ser perpendicular aos planos pélvicos de acordo com a altura da cabeça (Fig. 6.4).

Recomenda-se, no fórceps médio, a manobra de Pajot - com a mão direita, segura-se o cabo e a articulação, e a mão esquerda é colocada sobre as hastes para que a força de tração seja exercida no eixo da pelve (Fig. 6.5) [3,7, 8].

Uma boa técnica para se efetuar a tração consiste em sobrepor uma das mãos à outra quando ocorre a aplicação do fórceps baixo ou de alívio, uma vez que, nesses planos, a força se efetua no eixo da pelve (Fig. 6.6) [3,7, 8].

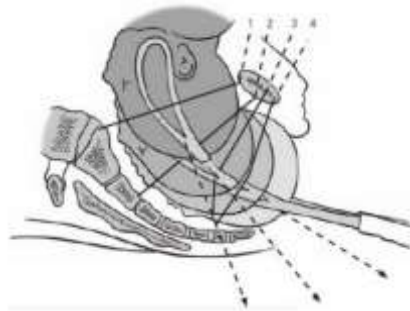


Figura 6.4: Direção a imprimir às trações [3].

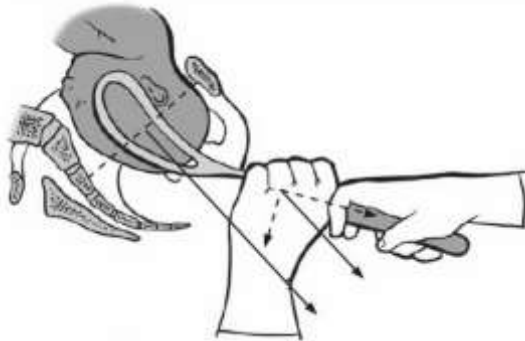


Figura 6.5: Manobra de Pajot [3].

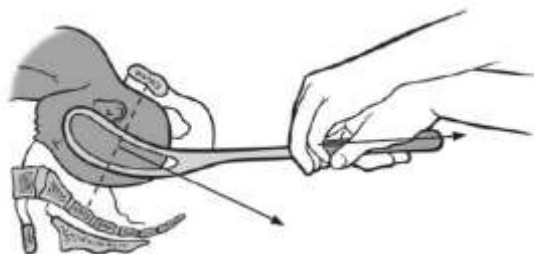


Figura 6.6: Técnica correta para fórceps inferior/baixo [3].

6.7.3. Posições diretas

6.7.3.1. Occipito-públicas (OP)

Nas posições OP, o ramo esquerdo será o primeiro a ser introduzido. A mão direita servirá de guia, sendo colocada entre a hemipelve esquerda e a cabeça do feto. O ramo esquerdo deve ser segurado pela mão esquerda do médico, como se fosse uma caneta. A ponta da colher é delicadamente introduzida na vagina entre a cabeça fetal e a superfície palmar dos dedos. O cabo é segurado inicialmente quase vertical, mas, assim que a colher se adapta à cabeça fetal, é baixado até uma posição próxima à horizontal. Repete-se a mesma técnica de introdução com a colher direita. (Figs. 6.7 e 6.8). Articulam-se os ramos e procede-se à extração. À medida que progride a apresentação, a força de tração deve ser diminuída para permitir a deflexão espontânea. O fórceps na deflexão da cabeça fetal deve ser um orientador expectante pronto a efetuar pequenas correções [3,7, 8].

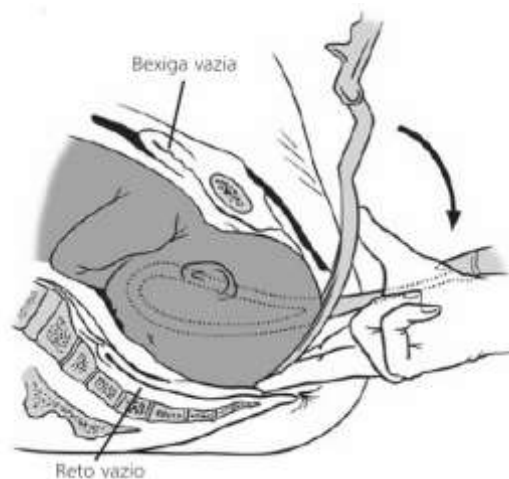


Figura 6.7: Aplicação do fórceps de Simpson em OP [3].

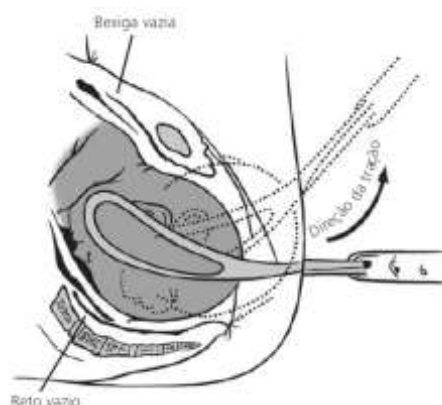


Figura 6.8: Extração do fórceps de Simpson em OP [3].

6.7.3.2. Occipito-sagrada (OS)

Frequentemente, nas posições OS, a pega biparietomalomentoniana é de obtenção mais difícil devido ao grau de deflexão da cabeça. A fontanela bregmática pode ser facilmente identificada, mas também pode ser facilmente confundida com a fontanela lambdoide ou com a grande fontanela. Neste procedimento, a introdução das colheres não é diferente da aplicada na posição OP. Dependendo da altura da apresentação, deve-se inicialmente efetuar [3,7, 8]:

- 1 - Tração para baixo até o preenchimento do pavimento pélvico e a distensão do períneo;
- 2 - Tração horizontal até que a base do nariz esteja sobre o púbis;
- 3 - Levantamento lento dos cabos (Fig. 6.9).

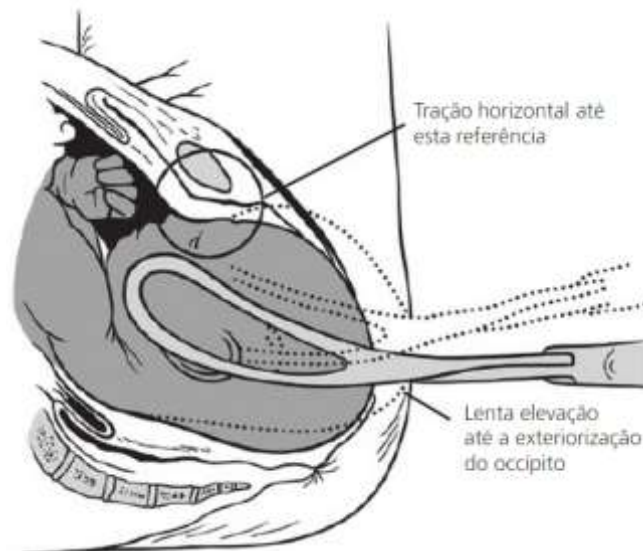


Figura 6.9: Tração e extração em OS [3].

6.7.4. Posições oblíquas

Nestas posições, o primeiro ramo a ser introduzido deve ser o que vai ficar em contato com o parietal posterior, ou seja, com o quadrante posterior da pelve.

6.7.4.1. Occipito-esquerda anterior (OEA)

O fórceps é colocado em frente do períneo, imitando a posição que irá ocupar quando inserido na pelve. Segura-se o ramo esquerdo, introduzindo-o na pelve, no parietal posterior, usando como guia a mão direita, que é introduzida na vagina até o início da palma [3,7, 8].

6. Parto vaginal instrumentado

O ramo direito será colocado usando-se a espiral de Lachapelle (Fig. 6.10). Introduz-se a colher de cima para baixo até ser preenchida pela cabeça fetal. Segue-se um movimento em espiral de abaixamento, translação e torção, fazendo a colher alocar-se no parietal anterior. Quando este ramo não ficar bem posicionado, e para evitar a pega oblíqua ou frontomastóidea, utilizam-se pequenas correções [3,7, 8].

Após a articulação do fórceps e a confirmação da boa pega, procede-se à tração e à rotação, através de um movimento de grande arco executado nos cabos (Fig.6.11). Nessas posições anteriores, pela tração e descida da cabeça, há grande facilidade de rotação, que pode ser efetuada por um pequeno movimento sem dano materno e fetal (Fig. 6.12).

6.7.4.2. Occipito-direita anterior (ODA)

Aplicação idêntica à OEA, mas com o primeiro ramo inserido a ser o direito. Nesses casos, ao articular os ramos, é preciso descruzá-los.

6.7.4.3. Oblíquas posteriores

Nas posições oblíquas posteriores, a rotação manual deve ser tentada. Na posição occipito-esquerda posterior (OEP), com a mão direita apreendendo o polo cefálico, com os quatro dedos sobre o parietal posterior e com o polegar no anterior, tenta-se girar para OEA (Fig. 6.13) [3,7, 8].

Na posição occipito-direita posterior (ODP), usa-se a mão esquerda, tentando a rotação para DA. Terminada a rotação, mantém-se a mão que a executou na vagina, libertando apenas o polegar, pois a mão será utilizada como guia para a colocação do fórceps [3,7,8].

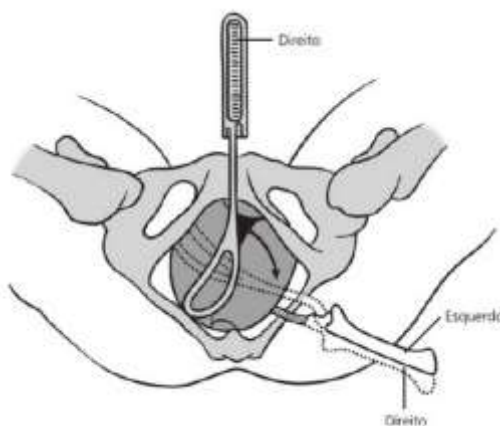


Figura 6.10: Aplicação em OEA [3].

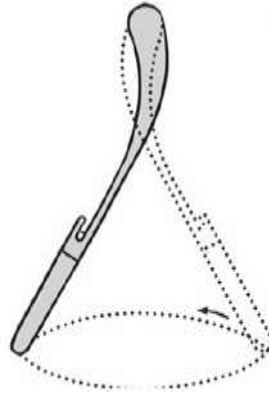


Figura 6.11: A melhor maneira de executar a rotação da cabeça fetal com o fórceps. Circundação segundo o eixo das colheres e atuação da força sobre os cabos, em movimento amplo. A base do cone corresponde à extremidade manual do instrumento [3].

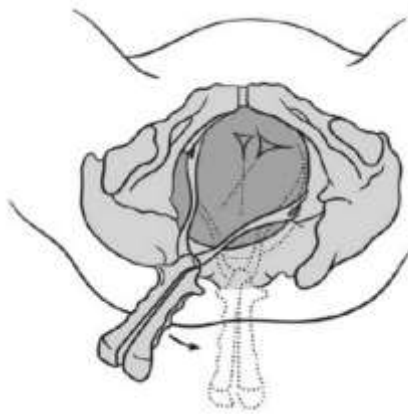


Figura 6.12: Aplicação em OEA e rotação para OP [3].

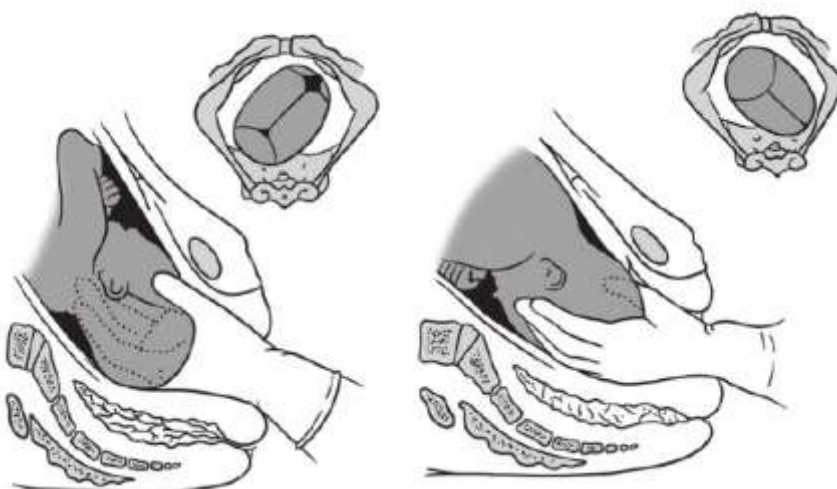


Figura 6.13: Rotação manual de OEP para OEA [3].

6. Parto vaginal instrumentado

Na aplicação de fórceps na posição OEP, a primeira colher a ser aplicada é da direita - parietal posterior. A orientação deve ser invertida para a posição ODP.

Quando a cabeça está bem fletida (com acesso só à pequena fontanela), a rotação anterior pode ser obtida seguindo-se as normas descritas para tração e rotação.

Porém, se houver algum grau de deflexão (acesso às duas fontanelas) ou dificuldade de rotação instrumental, como frequentemente acontece nas pelves antropoides, deve-se efetuar a rotação e a expulsão na posição OS.

6.7.5. Posições transversas

Nas posições occipito-transversas (OT), deve-se tentar a rotação manual ou digital da cabeça. A rotação digital (manobra de Freitas) pode ser efetuada colocando o dedo indicador no bordo saliente do parietal anterior da fontanela. Durante a contração e o puxo materno, executa-se a rotação digital para posição anterior, na qual, se necessário, fica mais fácil a aplicação do fórceps. A rotação manual pode ser utilizada isolada ou em conjunto com instrumentos, com ausência ou mínimo risco para o binómio materno-fetal. Quando tal rotação não é obtida e a utilização do fórceps é indicada, usa-se o fórceps de Kielland, que, por possuir pequena curvatura pélvica, é o de escolha para rotação. Este tem um encaixe deslizante e, em cada cabo, há uma pequena saliência que indica a direção do occipital [3, 7,8].

Há dois métodos de aplicação da colher anterior. O primeiro consiste na introdução da colher com a curvatura cefálica voltada para cima e, após ter penetrado na cavidade uterina, é virada 180° para se adaptar à curvatura cefálica da cabeça (Fig. 6.14). Essa manobra está praticamente abandonada (compromete o segmento inferior uterino) [3,7,8].

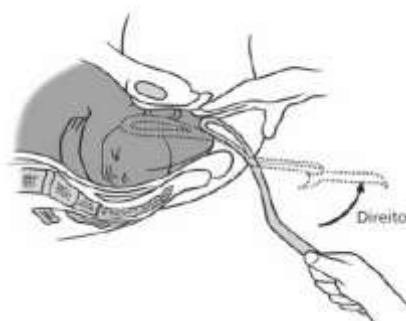


Figura 6.14: Aplicação “direta” do ramo anterior. Fórceps de Kielland em occipito-esquerda transversal (OET) [3].

6. Parto vaginal instrumentado

A segunda possibilidade mais utilizada é o método migratório ou deslizante. A colher anterior é introduzida na lateral da pelve sobre o bregma ou face e, por varredura, até o parietal sob a sínfise púbica. O cabo da colher é segurado próximo da nádega materna oposta durante toda a manobra. Pode-se também introduzir a colher e fazer a sua migração pelo movimento em espiral de Lachapelle .

6.7.5.1. Analgesia

Embora não sendo imprescindível, o uso de analgesia obstétrica (bloqueio anestésico epidural ou subdural) deve ser incentivado durante o uso do fórceps, pois diminui o desconforto materno.

6.8. Vácuo-extrator (Ventosa)

O vácuo-extrator (ventosa) é utilizado em muitas partes do mundo para assistir a partos e é considerado um método mais seguro comparando com o fórceps.

Os vácuos-extratores com cúpula de material macio (plástico ou silicone) minimizam os traumas. A cúpula de plástico macio parece ser mais apropriada para partos não complicados que necessitem de assistência no segundo período. As cúpulas de metal são indicadas para casos com dificuldade de rotação, pois podem promover maior tração, mas aumentam muito o risco de trauma na cabeça do feto [30, 31].

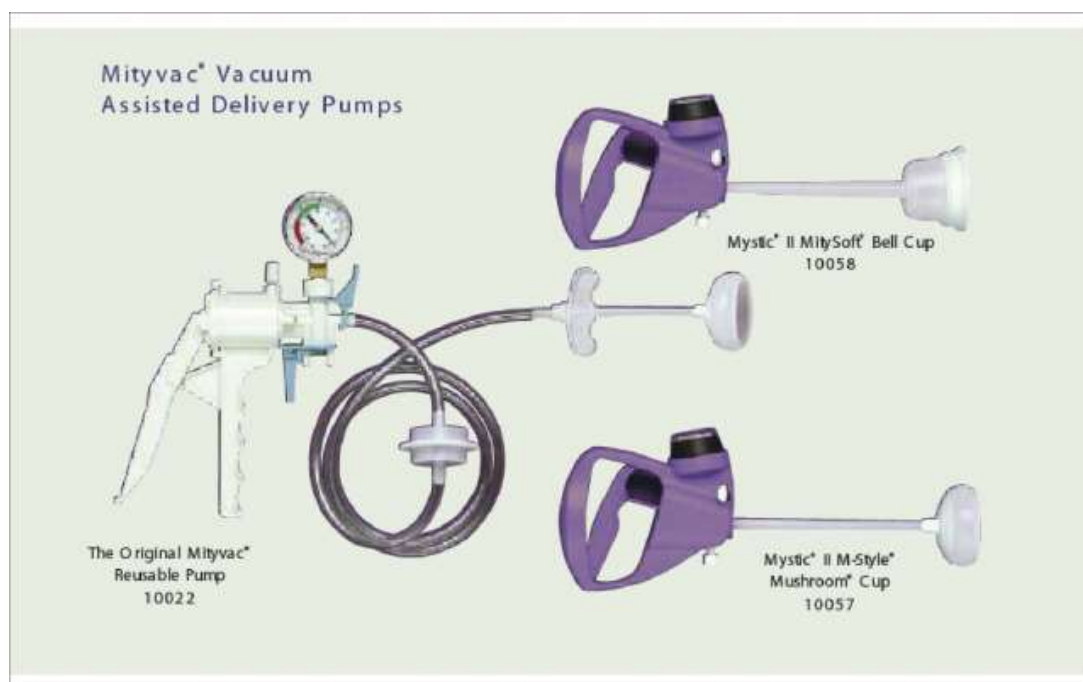


Figura 6.15: Vácuo-extrator (ventosa) [33].

6.8.1. Aplicação

6.8.1.1. Ponto de flexão

A colocação correta da cúpula é o fator mais importante na determinação do sucesso do uso do vácuo-extrator, e a identificação do ponto de flexão na cabeça fetal é fundamental para que isso ocorra. Quando o diâmetro mentovertical aponta para baixo, a cabeça fetal está em completa flexão. O ponto de flexão situa-se sobre a linha da sutura sagital, a aproximadamente 6 cm da fontanela anterior e a 3 cm da fontanela posterior (Fig.6.16). Portanto, a cúpula deve ser aplicada 3 cm à frente da fontanela posterior, ficando o centro da cúpula sobreposto ao ponto de flexão, e a sua borda sobre a fontanela posterior (Figs. 6.17 e 6.18). Nessa situação, as condições para a tração correta e a exteriorização fetal são maximizadas [3,7, 8].

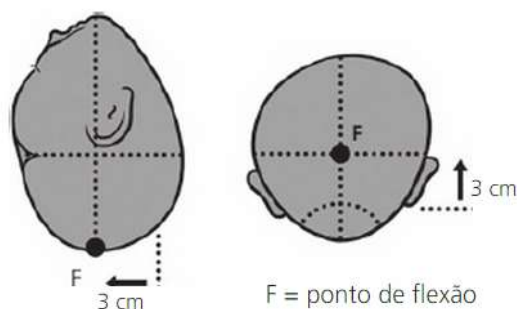


Figura 6.16: Ponto de flexão na cabeça fetal [3].

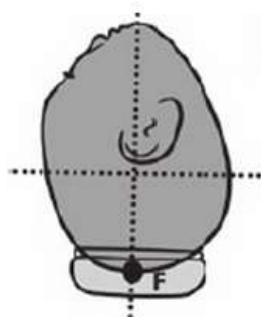


Figura 6.17: Localização da ventosa [3].

6. Parto vaginal instrumentado

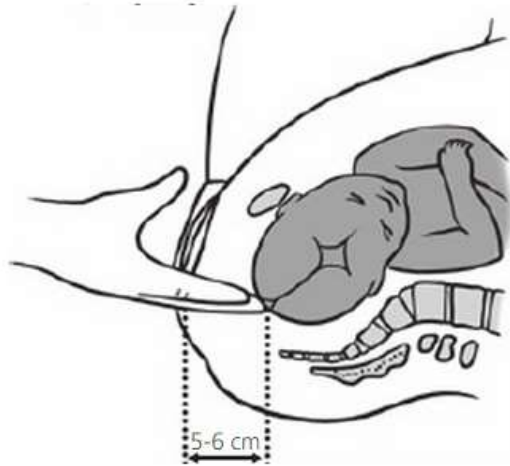


Figura 6.18: Localizando o ponto de flexão [3].

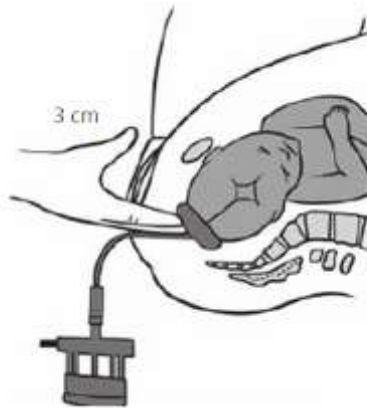


Figura 6.19: Inserção da ventosa [3].

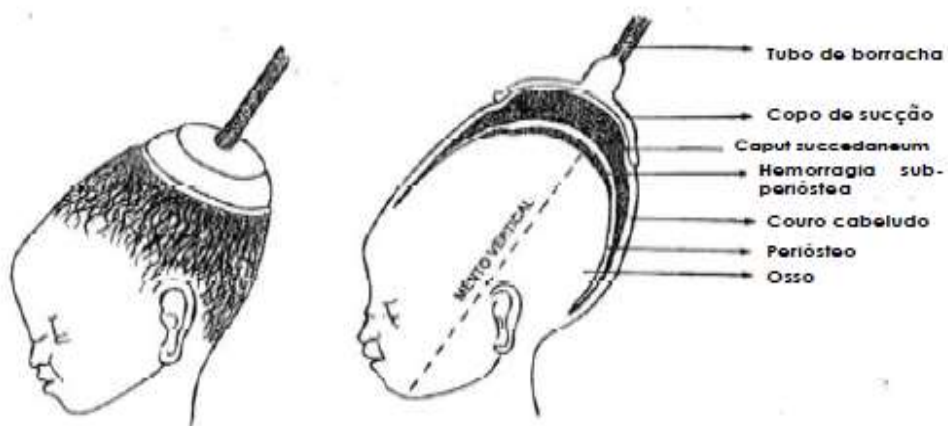


Figura 6.20: Efeitos da ventosa [32].

6.8.2. Indicações para o uso de ventosa [32]

1. **Segundo Período do Trabalho de Parto.** Quando o esforço expulsivo não progride em 30 minutos em primigrávidas, ou 20 minutos em multíparas.
2. **Sofrimento fetal no Segundo Período do Trabalho de Parto.** O bebê está vivo ou recentemente morto (paragem cardíaca fetal durante o trabalho de parto).
3. **Outras indicações:**
 - Sofrimento materno, anemia severa, problemas cardíacos, hipertensão, diabetes, asma, malnutrição, ou tuberculose.
 - Pélvis pequena ou rigidez do períneo.
 - Desproporção devido a deflexão do crânio fetal.

6.8.3. Condições para o uso da ventosa [32]

Quando decidir se a mulher deve ou não ser ajudada pelo uso da ventosa, deve-se proceder a exame abdominal e vaginal cuidadoso que deve incluir :

- Bebê de termo (crescimento fetal completo).
- Apresentação de vértice (cefálica).
- Ruptura de membranas.
- Ausência de desproporção cefalo-pélvica:
 - (a) Ausência da moldagem craniana fetal,
 - (b) Ausência de caput succedaneum,
- O bebê está vivo ou teve paragem cardíaca durante o trabalho de parto.
- Presença de contrações.
- Dilatação completa do cérvix.

6.8.4. Contraindicações [32]:

- Ausência de contrações.
- Desproporção cefalo-pélvica / desproporção fetal (bebê grande).
- Moldagem fetal +2 ou mais.
- Caput succedaneum Grande.
- Apresentação não de vértice (cefálica) (todos os tipos).
- Dilatação incompleta do cérvix.
- Gravidez pré-termo “Idade gestacional inferior a 37 semanas”.
- Apresentação não encravada.
- Desacoplamento da ventosa (aspirador descola) 3 vezes e falha das tentativas depois de 15 minutos ou 5 contrações.

6.8.5. A ventosa – aplicação e conhecimentos

6.8.5.1. Material necessário

- Equipamento de ventosa
- Kit de parto

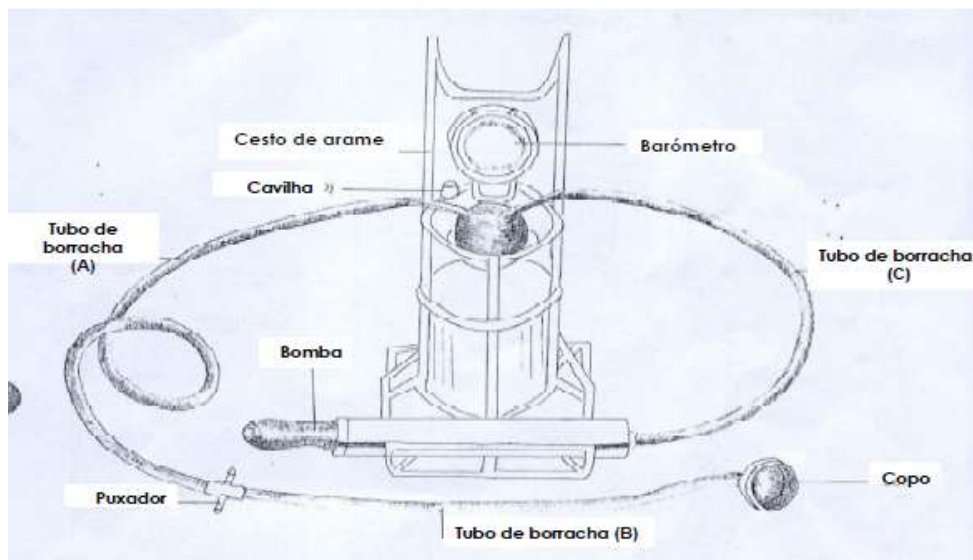


Figura 6.21: Ventosa com copo metálico (Malmstrom) [32].

6. Parto vaginal instrumentado

A ventosa com copo metálico inclui: uma tubagem de borracha (B); uma cadeia de metal que termina num suporte conectado ao copo. A tubagem de borracha (A) vai desde o suporte até ao recipiente de vidro que está acoplado ao instrumento para medir pressão. A bomba manual tira o ar e faz o vácuo. A bomba está acoplada a um curto pedaço de tubo de borracha (C) e um recipiente de vidro. Um cesto de arame suporta e protege a garrafa do vácuo. A bomba puxa ar da garrafa de vidro, criando um vácuo. A pressão do vácuo é reduzida pelo alívio da tampa (D). O suporte é usado para puxar a cada contração [32].

Tabela 6.1: Tabela de conversão das ventosas [32].

Tabela de conversão de ventosa				
MmHg	<i>Polegadas hg</i>	<i>Lb/polegada²</i>	<i>Kg/cm²</i>	
760	29.9	14.7	1.03	
700	27.6	13.5	0.95	
600	23.6	11.6	0.82	Linha de pressão máxima
500	19.7	9.7	0.68	
400	15.7	7.7	0.54	
300	11.8	5.8	0.41	
200	7.9	3.9	0.27	
100	3.9	1.9	0.13	

6.8.6. Avaliação da parturiente e aplicação da ventosa [32]:

1. Explicar à mãe e família se possível o que se irá fazer e porquê.
2. Preparar o equipamento, para além do kit de rotina, adicionar a ventosa. Conectar a bomba, tubagem, absorvente de muco, e copo. Usar o maior copo disponível e que se adapte bem. Testar a ventosa na palma da mão, apertando o suporte da bomba para iniciar a aspiração. Segurar o copo na mão (sentindo uma sucção). Aliviar a pressão.
3. Se a mãe não é capaz de urinar, cateterizar para ter a certeza que a bexiga está vazia.

6. Parto vaginal instrumentado

4. A mãe deverá deitar-se de costas com as suas pernas fletidas. Se não estiver disponível uma marquesa, ajudar a mulher a mover as suas nádegas para o bordo da mesa ou cama.
5. Fazer um exame vaginal para determinar a posição fetal e a sua apresentação. Encontrar a fontanela posterior. Colocar o copo sobre a cabeça bem fletida. Ao puxar na direção correta a cabeça fletirá (se não estiver já adequadamente fletida).
6. Limpar bem a cabeça do bebé com uma compressa seca.
7. Aplicar o copo.
 - Segurar o copo de extração na mão dominante
 - Separar os lábios com os dedos da outra mão
 - Gentilmente puxar para baixo o períneo para arranjar espaço para o copo
 - Segurar o copo da ventosa com os dedos
 - Inserir gentilmente o copo na vagina
 - Recordar-se da posição da fontanela posterior e localizá-la; pressionar o copo para baixo e para dentro da vagina até que o copo toque o couro cabeludo.
 - Pressionar o copo contra a parte do crânio fetal mais fácil de alcançar
 - Pode ser necessária uma episiotomia, nesta altura, para a colocação apropriada. **Se a episiotomia não for necessária para a colocação**, adiar a episiotomia até a cabeça distender o perineo ou o perineo interferir com o eixo de tração (evita perdas de sangue desnecessárias)

Passar o dedo gentilmente por volta do bordo do copo para garantir que nenhum tecido materno foi apanhado por baixo do copo.

6. Parto vaginal instrumentado



Figura 6.22: Aplicação do copo da ventosa [32].

8. Aumentar a pressão.

- A pressão não deve exceder a **600 mm Hg (22 polegadas Hg)**.

Puxar a cabeça fetal para baixo durante a contração.

Somente puxar com a contração e com esforço expulsivo materno

Primeira tração: para baixo para mover a cabeça por flexão sobre a sínfise e para alcançar o períneo,

Segunda tração: para baixo, como no primeiro, deve notar-se progresso,

Terceira tração: para fora, para que a cabeça progrida sobre o períneo,

Quarta tração: puxar para cima, para ajudar a mãe a retirar a cabeça do bebê,

6. Parto vaginal instrumentado

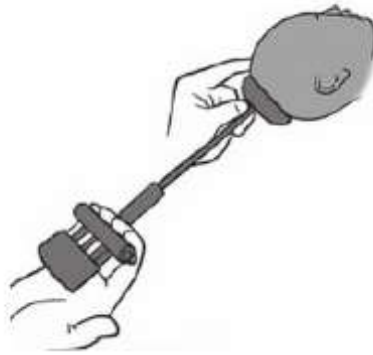
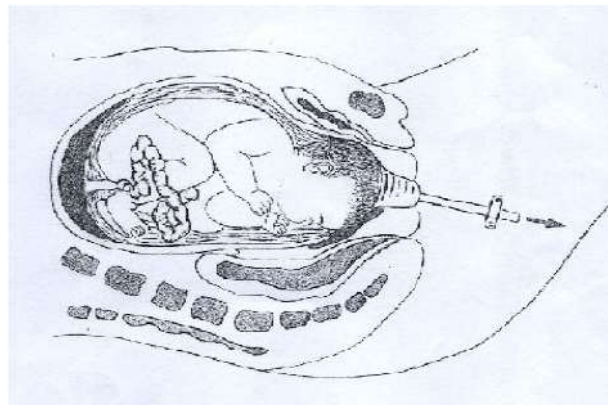


Figura 6.23: Método de tração [3].



**Figura 6.24: Direção correta da tração antes do vértice se apresentar na púbis:
Puxar para baixo [32].**

Puxar para baixo em direção aos joelhos até que o vértice (cefálica) passe a sínfise púbica.

- Encorajar a mãe a fazer esforço expulsivo longo e constantemente durante a contração.
- Enquanto a mãe puxa, **puxar para baixo** segurando firmemente. A cabeça do bebê fará uma rotação na velocidade e direção do parto normal.

Quando a contração parar:

- Reduzir a pressão 100mm Hg.
- **Não puxar**
- Encorajar a que a mãe respire lentamente e profundamente para relaxar
- Entre as contrações, verificar:

6. Parto vaginal instrumentado

- os batimentos cardíacos fetais ;
- a aplicação da campânula.

9. Expulsão do bebê.

- Quando o bebê começar a apresentar-se, durante a contração seguinte, com a pressão a 600mm hg, **puxar para cima**. Após a cabeça ter saído, aliviar a pressão e continue com o trabalho de parto.



Figura 6.25: Puxar para cima quando a cabeça aparecer.

10. Após o trabalho de parto, cuidar do equipamento.

6.8.7. Cuidados com a bomba [32]

Algumas bombas demonstram áreas de pressão seguras com diferentes cores. Vermelho significa que a pressão está muito elevada e é perigosa. Na tabela, a **linha de pressão máxima** é marcada para lembrar que está a pressão mais alta que pode utilizar.

6.8.8. Limpeza e cuidados com a ventosa [32]

- A ventosa é um instrumento delicado. Segurar com cuidado. Evitar deixar cair ou bater sobre superfícies duras. Conservar em lugar limpo, seco e coberto.
- Após o uso da ventosa no trabalho de parto, desinfetar e limpar. Atar a bomba, tubos, e ligar com um pano limpo embebido na solução desinfetante.
- Limpar qualquer fluido que tenha entrado para a bomba durante o parto pelo bombeamento de água morna. Se o sangue secar ou aderir a sua bomba, isto destruirá a bomba.

6. Parto vaginal instrumentado

- **Não deixar fluidos secar dentro da bomba.** Isto pode fazer com que a bomba não funcione.
- Se estiver a usar tubagem ou copo reutilizável, deve desinfetá-lo, depois lavar com água e sabão. Limpar bem, drenar a tubagem e secar completamente. Esterilizar ou fazer desinfeção segura do copo e tubagem antes de usar para o parto.

6.8.9. Ventosa falha se... (condições) [32]:

- A cabeça não avança em cada tração;
- O feto não é expulso depois de 3 trações sem nenhuma descida.
- A campânula escorrega da cabeça, duas vezes, na direção apropriada da tração com uma pressão negativa máxima.

Como proceder quando a tentativa de extração falhou?

- **Se a extração por ventosa falhar: cesariana.**

6.8.10. Complicações com o uso da ventosa

As complicações normalmente resultam do não seguimento das condições da aplicação ou de esforços contínuos para além dos limites de tempo acima indicados.

6.8.10.1. Complicações fetais [32]

- Edema localizado do couro cabeludo (geralmente, inofensivo).
- Cefalohematoma (normalmente desaparece dentro de 3-4 semanas).
- Escoriações do couro cabeludo (comuns e inofensivas) e lacerações.
- Necrose (extremamente rara).
- Hemorragia intracraniana (rara e grave).

6.8.10.2. Complicações Maternas

- Lacerações do trato genital.

6.9. Morbidade do parto vaginal operatório [3]

6.9.1. Morbidade materna

Algumas das complicações maternas mais frequentes em partos instrumentados encontram-se sumariadas no Quadro 6.3. As lesões maternas são mais frequentes e mais extensas com o fórcepe, quando comparado ao vácuo-extrator. Ainda assim, a curto prazo, o parto vaginal instrumentado possui menor morbidade materna que a cesariana [3].

Os riscos maternos a longo prazo relacionados com o parto vaginal instrumentado incluem incontinência fecal e urinária, prolapso genital e formação de fístula, são os mesmos para ambos os instrumentos [3].

Morbidade materna do parto vaginal instrumentado

- Lacerações cervicais
- Lacerações vaginais graves
- Lesões do diafragma pélvico de 3º e 4º graus
- Lacerações de bexiga
- Hematomas vaginais
- Prolongamento de episiotomia
- Aumento de perda sanguínea e da necessidade de transfusão sanguínea
- Retenção e incontinência urinária
- Incontinência fecal
- Prolapso genital e formação de fístula

Quadro 6.3: Morbidade materna do parto vaginal instrumentado [3].

6.9.2. Morbidade fetal

A morbidade fetal atribuída ao parto vaginal instrumentado parece ser resultado do trabalho de parto anormal, o qual leva à necessidade de intervenção, e não da intervenção em si. A complicação fetal mais grave do parto vaginal instrumentado é a hemorragia intracraniana. Lesões oculares externas e paralisia do nervo facial são mais comuns com fórceps. Já complicações como o cefalohematoma e a hemorragia retiniana são mais comuns com o vácuo [3].

Morbidade fetal do parto vaginal instrumentado

- Hemorragia intracraniana
- Cefalohematoma
- Hemorragia subgaleal
- Hemorragia retiniana
- Fratura de crânio
- Paralisias do nervo facial ou braquial
- Hiperbilirrubinemia
- Marcas e lacerações faciais e do couro cabeludo
- Sequela neurológica tardia

Quadro 6.4: Morbidade fetal do parto vaginal [3].

6.10. Insucesso na aplicação dos métodos [3]

Taxas de falha associadas com:

- Índice de massa corporal materna > 30.
- Peso fetal estimado > 4.000 g.
- Posições posteriores.
- Altura classificada como instrumentação média (1/5 da cabeça é palpável via abdominal).

6.11. Considerações finais relativas a parto vaginal instrumentado [3]:

É sempre necessário ponderar os riscos e benefícios decorrentes de cada opção para o binómio mãe-filho, conforme a urgência e o tempo necessário para efetuar cada técnica.

Alternativas não operatórias, como suporte emocional, mudança de posição, uso de hormonas e analgesia, retardar puxos e rotação manual, assim como alternativas operatórias como uso de episiotomia, fórceps ou vácuo e cesariana, devem ser avaliadas cuidadosamente e adequadas a cada caso (individualmente).

7. Método dos elementos finitos

7.1 Introdução

Diversos problemas com importância para a Engenharia podem ser descritos em termos de equações com derivadas parciais. Com exceção de alguns casos particulares, não é possível obter uma solução analítica exata para estes problemas. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é, atualmente, o método numérico mais utilizado para obter soluções aproximadas para este tipo de problemas. Consiste na subdivisão de um meio contínuo em pequenos subdomínios (elementos), mantendo as mesmas propriedades do meio original. O comportamento destes elementos pode ser descrito por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, através de uma análise computacional, para que sejam obtidos os resultados desejados.

O Método de Elementos Finitos teve origem no final século XVIII, mais propriamente entre 1943 e 1965, com os trabalhos de Courant [33], Argyris [34] e Clough [35] e com a contribuição de Zienkiewicz [36], mas a sua aplicação só foi possível com o aparecimento dos computadores, facilitando a resolução das equações algébricas de grande dimensão.

Inicialmente, o método de diferenças finitas era o método mais usado, contudo, hoje em dia, o MEF é tido como uma técnica numérica predominante em problemas de mecânica dos sólidos e estruturas. É o método preferido para a solução numérica de muitas equações diferenciais parciais, especialmente quando a geometria da região ou condições fronteira ou os carregamentos são mais complexos.

Devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, o MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas quando, por exemplo, se pretende analisar cargas, tensões ou deslocamentos. Torna-se, portanto, oportuno o conhecimento dos conceitos básicos do MEF para que os resultados dos trabalhos sejam melhor interpretados.

Um elemento finito é uma sub-região de um meio contínuo, com um tamanho finito (não infinitesimal). Os pontos onde os elementos se ligam são chamados nós, ou pontos nodais, e o procedimento de seleção de nós e formação dos elementos finitos é chamado discretização.

7. Método dos elementos finitos

Este método permite converter um problema com um número infinito de graus de liberdade num outro com um número finito, de forma a simplificar o processo de resolução. Faculta, ainda, uma solução aproximada dentro de cada elemento finito, baseado numa função deslocamento, numa função de tensão ou uma mistura das duas, chamadas funções de forma.

O problema estrutural envolve um campo de tensões, σ , deslocamentos, \mathbf{u} , e forças por unidade de volume, \mathbf{f} . Os deslocamentos, \mathbf{u} , são especificados para tomar valores prescritos de deslocamento, $\bar{\mathbf{u}}$, na parte S_u da superfície fronteira S , enquanto são aplicadas cargas (ou trações) prescritas, \mathbf{t}_e , na parte S_σ [38].

Dado este problema, é necessário que existam as seguintes condições:

1) Compatibilidade:

- \mathbf{u} contínuo e diferenciável.
- Condições fronteira de deslocamento $\mathbf{u} = \bar{\mathbf{u}}$ em S_u .
- Lei de deformação - deslocamento, $\mathbf{e} = \mathbf{L}\mathbf{u}$, onde \mathbf{L} é um operador linear e todos os termos não lineares são desprezados.

2) Equilíbrio:

$$\mathbf{S}\sigma + \mathbf{f} = \mathbf{L}^T\sigma + \mathbf{f} = 0 \quad (7.1)$$

$$\mathbf{t}_i = \mathbf{t}_e \text{ em } S_\sigma \quad (7.2)$$

onde \mathbf{t}_i são trações internas e $\mathbf{S} = \mathbf{L}^T$ é um operador linear.

3) Lei de tensão-deformação:

$$\sigma = \mathbf{D}\mathbf{e} \quad (7.3)$$

7. Método dos elementos finitos

Onde \mathbf{D} uma matriz simétrica com termos fixos que são funções do módulo de Young, E , e coeficiente de Poisson, ν .

Uma análise estrutural do MEF inclui os seguintes passos:

- 1) Discretização da estrutura – O meio contínuo (geometria) é subdividido em elementos finitos.
- 2) Os elementos são conectados por um número discreto de pontos nodais situados nas suas fronteiras.
- 3) Definição das propriedades materiais dos elementos.
- 4) Escolha de um conjunto de funções para definir o estado de deslocamento dentro de cada “elemento finito” em termos dos seus deslocamentos nodais.
- 5) As funções de deslocamento definem o estado de deformação dentro de um elemento em termos dos deslocamentos nodais. Estas deformações em conjunto com as deformações iniciais e as propriedades constitutivas do material definem o estado de tensão através dos elementos.
- 6) Agrupamento de matrizes de massa, de amortecimento e de rigidez, que são derivadas de um método de energia, baseado em funções de forma. Estas matrizes relacionam o deslocamento nodal, velocidade e aceleração nas forças aplicadas sobre os nós.
- 7) Determinação de um sistema de forças concentradas nos nós, equilibrando as tensões de fronteira e cargas distribuídas.
- 8) Aplicação de cargas – forças ou momentos aplicados externamente de forma concentrada ou distribuída.
- 9) Definição de condições fronteira.
- 10) Resolução de sistemas de equações algébricas lineares.
- 11) Cálculo de tensões, reações, modos naturais ou outra informação pertinente.

7.2. Elementos finitos

7.2.1. Elemento linear de dois nós

Considere-se um elemento de barra, situado sobre o eixo global X (Figura 7.1). Para o cálculo da matriz de rigidez, o primeiro passo reside na relação entre as coordenadas globais X e as coordenadas naturais, ξ , onde $-1 \leq \xi \leq 1$.

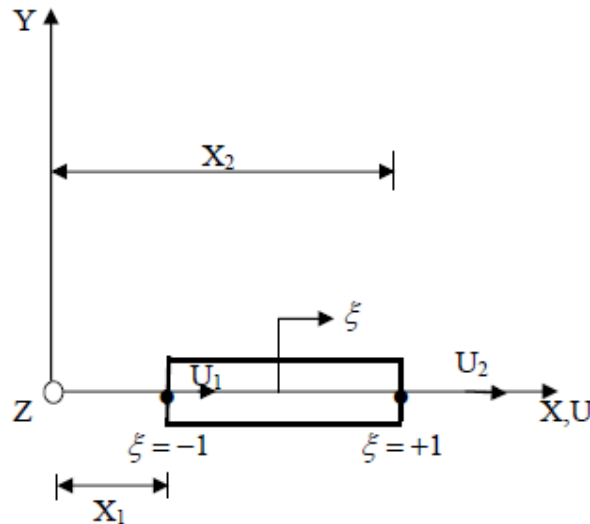


Figura 7.1: Elemento de barra no sistema coordenado global e natural.

A relação é dada por:

$$X = \frac{1}{2}(1-\xi)X_1 + \frac{1}{2}(1+\xi)X_2 \quad (7.4)$$

ou:

$$X = \sum_{i=1}^2 N_i X_i \quad (7.5)$$

onde:

$$N_1 = \frac{1}{2}(1-\xi); N_2 = \frac{1}{2}(1+\xi) \quad (7.6)$$

representam as funções de forma, que traduzem de forma única a relação entre as coordenadas X e ξ na barra.

7. Método dos elementos finitos

Os deslocamentos globais da barra são expressos de forma semelhante às coordenadas globais:

$$\mathbf{d} = \sum_{i=1}^2 N_i d_i \quad (7.7)$$

A interpolação das coordenadas e dos deslocamentos dos elementos, usando as mesmas funções de forma, definidas no sistema de coordenadas naturais, constitui a base da formulação de elementos finitos isoparamétricos.

O cálculo da deformação é dado por:

$$\varepsilon = \frac{d\mathbf{d}}{dX} = \frac{d\mathbf{d}}{d\xi} \frac{d\xi}{dX} \quad (7.8)$$

onde

$$\frac{d\mathbf{d}}{d\xi} = \frac{d_2 - d_1}{2} \quad (7.9)$$

e

$$\frac{dX}{d\xi} = \frac{X_2 - X_1}{2} = \frac{L}{2} \quad (7.10)$$

onde L é o comprimento da barra.

Assim com a junção destas equações obtemos a deformação:

$$\varepsilon = \frac{d_2 - d_1}{2} \frac{2}{L} = \frac{d_2 - d_1}{L} \quad (7.11)$$

7. Método dos elementos finitos

A relação entre deformação e deslocamento é dada por:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{d} \quad (7.12)$$

onde

$$\mathbf{B} = \frac{1}{L} \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.13)$$

A matriz de rigidez é obtida por:

$$\mathbf{K} = \frac{EA}{L^2} \int_{-1}^1 \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix} J d\xi \quad (7.14)$$

onde J é o jacobiano, que relaciona o comprimento do elemento no sistema coordenado global para o correspondente comprimento no sistema natural.

$$\frac{dX}{d\xi} = J = \frac{L}{2} \quad (7.15)$$

Obtém-se assim a matriz de rigidez:

$$\mathbf{K} = \frac{EA}{2L} \int_{-1}^1 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} dr = \frac{EA}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.16)$$

7.2.2. Elemento isoparamétrico de oito nós

A solução por elementos finitos, baseada em deslocamentos, considera o princípio dos deslocamentos virtuais, que assume que num corpo em equilíbrio, para quaisquer deslocamentos virtuais (pequenos), nulos para correspondentes deslocamentos prescritos, impostos ao corpo em equilíbrio, o trabalho virtual interno total é igual ao trabalho virtual externo total.

7. Método dos elementos finitos

A expressão integral de equilíbrio de forças em problemas de elasticidade pode ser obtida através do princípio dos trabalhos virtuais:

$$\int_{\Omega} \{\delta \mathbf{e}\}^T \{\mathbf{t}\} d\Omega - \int_{\Omega} \{\delta \mathbf{u}\}^T \{\mathbf{b}\} d\Omega - \int_{S_t} \{\delta \mathbf{u}\}^T \{\mathbf{t}_s\} dS_t = 0 \quad (7.17)$$

\mathbf{t} representa o vetor de tensão, \mathbf{b} o vetor de forças de massa, \mathbf{t}_s o vetor de forças na fronteira, $\delta \mathbf{u}$ vetor dos deslocamentos virtuais, $\delta \mathbf{e}$ vetor associado às deformações virtuais, Ω o domínio em questão S_t e parte da fronteira onde há forças aplicadas.

As deformações virtuais associadas à equação anterior são representadas por:

$$\delta \mathbf{e} \left\{ \frac{\partial(\delta u)}{\partial x}, \frac{\partial(\delta v)}{\partial y}, \frac{\partial(\delta w)}{\partial z}, \frac{\partial(\delta u)}{\partial y} + \frac{\partial(\delta v)}{\partial x}, \frac{\partial(\delta u)}{\partial z} + \frac{\partial(\delta w)}{\partial x}, \frac{\partial(\delta v)}{\partial z} + \frac{\partial(\delta w)}{\partial y} \right\}^T \quad (7.18)$$

Os deslocamentos, deformações e os correspondentes termos virtuais são:

$$\delta \mathbf{u} = \sum_{i=1}^n N_i \delta d_i \quad (7.19)$$

$$\delta \mathbf{e} = \sum_{i=1}^n B_i \delta d_i \quad (7.20)$$

em que a representação é feita para o nó i , sendo d_i o componente do vetor dos deslocamentos nodais, δd_i o componente do vetor dos deslocamentos nodais virtuais, N_i a componente da matriz das funções de forma, B_i a componente da matriz global de deslocamentos / deformações e n o número total de nós do elemento.

7. Método dos elementos finitos

Substituindo (7.19) e (7.20) em (7.17) obtemos:

$$\sum_{i=1}^n \left\{ \delta d_i \right\}^T \left\{ \int_{\Omega} [B_i]^T t d\Omega - \int_{\Omega} [N_i]^T b d\Omega - \int_{S_i} [N_i]^T t_s dS_i \right\} = 0 \quad (7.21)$$

Considerando a equação verdadeira para um qualquer deslocamento virtual, obtém-se para cada nó uma equação do tipo:

$$\int_{\Omega} \mathbf{B}^T t d\Omega - \int_{\Omega} \mathbf{N}^T b d\Omega - \int_{S_i} \mathbf{N}^T t_s dS_i = 0 \quad (7.22)$$

Os deslocamentos podem ser expressos através das funções de forma de acordo com a seguinte expressão:

$$\mathbf{d}^e = \sum_{i=1}^n N_i^e d_i^e \quad (7.23)$$

As coordenadas x , y e z de um ponto qualquer, de um elemento de nós, é expressa sob a forma isoparamétrica, sendo, genericamente, para o caso tridimensional apresentada pela equação:

$$\begin{bmatrix} x^e \\ y^e \\ z^e \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^r \begin{bmatrix} N_i^e & 0 & 0 \\ 0 & N_i^e & 0 \\ 0 & 0 & N_i^e \end{bmatrix} \quad (7.24)$$

A matriz jacobiana da transformação das coordenadas naturais a cartesianas é definida como se representa na equação seguinte:

$$\mathbf{J}^e = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \xi} x_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \xi} y_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \xi} z_i^e \\ \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \eta} x_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \eta} y_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \eta} z_i^e \\ \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \zeta} x_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \zeta} y_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \zeta} z_i^e \end{bmatrix} \quad (7.25)$$

7. Método dos elementos finitos

O inverso do Jacobiano, \mathbf{J}^e , é determinado pela expressão:

$$[\mathbf{J}^e]^{-1} \begin{bmatrix} \frac{\partial \xi}{\partial x} & \frac{\partial \eta}{\partial x} & \frac{\partial \zeta}{\partial x} \\ \frac{\partial \xi}{\partial y} & \frac{\partial \eta}{\partial y} & \frac{\partial \zeta}{\partial y} \\ \frac{\partial \xi}{\partial z} & \frac{\partial \eta}{\partial z} & \frac{\partial \zeta}{\partial z} \end{bmatrix} = \frac{1}{\det \mathbf{J}^e} \begin{bmatrix} \frac{\partial z}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial x}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \quad (7.26)$$

O campo de deformações relaciona-se com o campo de deslocamentos conforme se verifica na seguinte relação:

$$\boldsymbol{\varepsilon}^e = \sum_{i=1}^n \mathbf{B}_i^e d_i^e \quad (7.27)$$

\mathbf{B}_i é a matriz de deformação definida através da seguinte expressão:

$$[\mathbf{B}_i]^e = \begin{bmatrix} \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} \right)^e & 0 & 0 \\ 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial y} \right)^e & 0 \\ 0 & 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial z} \right)^e \\ \left(\frac{\partial N_i}{\partial y} \right)^e & \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} \right)^e & 0 \\ \left(\frac{\partial N_i}{\partial z} \right)^e & 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} \right)^e \\ 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial z} \right)^e & \left(\frac{\partial N_i}{\partial y} \right)^e \end{bmatrix} \quad (7.28)$$

No caso de elementos tridimensionais, o integral é dado de acordo com a expressão:

$$d\Omega^e = \det \mathbf{J}^e d\xi d\eta d\zeta \quad (7.29)$$

A relação tensão-deformação linear para cada elemento é dada pela equação:

7. Método dos elementos finitos

$$\boldsymbol{\sigma}^e = \mathbf{D}^e \boldsymbol{\varepsilon}^e = [\mathbf{D}^e] \left(\sum_{j=1}^n \mathbf{B}_j^e d_j^e \right) \quad (7.30)$$

O primeiro termo da equação (7.22) resulta na combinação de cada elemento através da seguinte expressão:

$$\sum_{j=1}^r K_{ij}^e d_j^e = \int_{\Omega^e} [\mathbf{B}_i^e]^T [\mathbf{D}^e] \left(\sum_{j=1}^r \mathbf{B}_j^e d_j^e \right) d\Omega^e \quad (7.31)$$

K_{ij} é a sub-matriz da matriz de rigidez elementar \mathbf{K} .

A contribuição para cada elemento e para o segundo termo da equação (7.22) calcula-se através da equação:

$$\mathbf{f}_{bi}^e = \int_{\Omega^e} [\mathbf{N}_i^e]^T \{ \mathbf{b}^e \} d\Omega^e \quad (7.32)$$

Para o terceiro termo da equação (7.22), a contribuição elementar do vetor de força calcula-se na forma:

$$\mathbf{f}_{t_i}^e = \int_{S_t} [\mathbf{N}_i^e]^T \{ \mathbf{t}_s^e \} dS_t \quad (7.33)$$

A matriz de rigidez K_{ij} é calculada numericamente e obtida por integração em coordenadas naturais.

$$K_{ij}^e = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 [\mathbf{B}_i^e]^T [\mathbf{D}^e] [\mathbf{B}_j^e] \det \mathbf{J}^e d\xi d\eta d\zeta = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \mathbf{T}_{ij}^e d\xi d\eta d\zeta \quad (7.34)$$

A integração numérica segue a regra de Gauss estando o programa elaborado para a integração 2x2x2 ou 3x3x3 pontos de Gauss no estudo de estruturas tridimensionais.

7. Método dos elementos finitos

Designando K_{ij} a função integranda da equação (7.34) a matriz desenvolve-se numericamente.

$$K_{ij}^e = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \sum_{r=1}^n T(\bar{\xi}_p, \bar{\eta}_q, \bar{\zeta}_r)_{p,q,r} W_p W_q W_r \quad (7.35)$$

$W_p W_q W_r$ representam respetivamente os fatores de peso da regra e $(\bar{\xi}_p, \bar{\eta}_q, \bar{\zeta}_r)$ as coordenadas dos respetivos pontos específicos.

Um aspeto muito importante de qualquer cálculo por elementos finitos é o cálculo de matrizes de elementos finitos, entre outras, a matriz de rigidez, a matriz de massa, o vetor de cargas nodais equivalente às cargas exteriores aplicadas.

A ideia básica dos elementos finitos isoparamétricos é a de que a relação entre os deslocamentos no interior do elemento e os deslocamentos nodais pode ser diretamente estabelecida através de funções de interpolação (funções de forma).

Numa representação isoparamétrica utilizam-se as funções de forma para interpolação da geometria e dos deslocamentos. A formulação isoparamétrica permite utilizar elementos irregulares e com lados curvos. A definição do elemento efetua-se a partir das coordenadas da sua geometria real, para aproximar o cálculo de todos os integrais à geometria normalizada do elemento.

As principais características das funções de forma dos elementos finitos utilizados são a sua continuidade do interior dos elementos e ainda o valor que essas funções apresentam em determinados pontos do domínio, conforme se impõe nas equações seguintes:

$$\sum_{i=1}^n N_i(\xi, \eta) = 1 \quad (7.36)$$

$$N_i(\xi, \eta) = \begin{cases} 1 \Rightarrow i = j \\ 0 \Rightarrow i \neq j \end{cases} \quad (7.37)$$

7. Método dos elementos finitos

em que ξ e η representam as coordenadas naturais do elemento finito.

As funções de forma assim definidas permitem assegurar a continuidade do campo de deslocamentos no interior do elemento, garantindo ainda uma continuidade do tipo C_0 entre elementos adjacentes.

Note-se que as funções de forma possuem algumas propriedades importantes:

- São unitárias no nó a que respeitam e nulas nos restantes.

- Possuem a partição da unidade, ou seja, $\sum N_i = 1$.

No âmbito de elementos de deformação constante, uma maneira possível de gerar as funções de forma é definir uma função incógnita a partir de uma expressão polinomial contendo tantos termos quantos os nós do elemento. Escrever essa expressão polinomial com coeficientes α_i para cada um dos nós do elemento, inverter o sistema obtido e calcular os coeficientes do polinómio.

Na maior parte dos elementos finitos torna-se impraticável calcular as matrizes de rigidez, \mathbf{K} , e o vetor de cargas, \mathbf{f} , sem recurso a integração numérica. O método mais usado nos elementos finitos é a integração de Gauss, que pode ser considerada em domínios unidimensionais ou bidimensionais

Em casos de domínios unidimensionais, considere-se uma função $f(x), x \in [-1, 1]$

Na regra de integração de Gauss, o integral

$$I = \int_{-1}^1 f(x) dx \quad (7.38)$$

é expresso na forma dum somatório estendido a p pontos de Gauss (do interior do elemento finito) onde se multiplica o valor da função, f , nesses pontos, p , por pesos, na forma:

$$I = \int_{-1}^1 f(x) dx = \sum_{i=1}^p f(x_i) W_i \quad (7.39)$$

7. Método dos elementos finitos

onde W_i representa os pesos correspondentes ao ponto i .

Na tabela 7.1 apresentam-se as coordenadas e pesos para a técnica de integração de Gauss.

Note-se que esta técnica de integração, de grau n , fornece uma solução exata para um polinómio de grau $2n-1$.

Tabela 7.1: Coordenadas e pesos para a técnica de integração de Gauss (até 4 pontos).

n	$\pm x_i$	W_i
1	0,0	2,0
2	0,5773502692	1,0
3	0,774596697	0,5555555556
	0,0	0,8888888889
4	0,86113663116	0,3478548451
	0,3399810436	0,6521451549

Tal como na integração numérica a uma dimensão, o objetivo da integração numérica a duas dimensões é a solução dos integrais da matriz de rigidez, vetor de forças nodais equivalente e matriz de massa, através da quadratura de Gauss.

O integral de uma função em coordenadas naturais pode então ser substituído por dois somatórios contendo produtos dos pesos de Gauss e função nos pontos de Gauss respetivos, através de:

$$\int_{-1}^1 \int_{-1}^1 F(\xi, \eta) d\xi d\eta = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^q w_i w_j F(\xi_i \eta_j) \quad (7.40)$$

onde p , q são o número de pontos na direção ξ , η , respetivamente, e w_i , w_j os seus pesos.

7. Método dos elementos finitos

Em particular, para a matriz de rigidez podemos calcular o integral da seguinte forma:

$$\mathbf{K}^e = \int_{\Omega} h \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} d\Omega^e = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 h \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} \det \mathbf{J} d\xi d\eta \quad (7.41)$$

em que h representa a espessura do elemento.

7.2.3. Elemento tetraédrico de quatro nós

A três dimensões, o elemento contínuo mais simples corresponde a um tetraedro, um elemento de quatro nós.

As características de um elemento tetraédrico podem ser definidas em funções deslocamento, matriz deformação, rigidez, tensão e matrizes de cargas.

Na análise de elementos finitos aproxima-se o corpo como um conjunto de elementos finitos discretos interligados em pontos nodais nas fronteiras dos elementos. Os deslocamentos medidos no sistema coordenado local x , y e z em cada elemento são assumidos como função dos deslocamentos em n pontos no elemento.

Seja um elemento tetraédrico i, j, m, p , num espaço definido pelas coordenadas x, y e z (Figura 7.2). O estado de deslocamento dum ponto é definido pelas três componentes deslocamento u, v, w , nas direções das três coordenadas x, y, z .

Assim,

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (7.42)$$

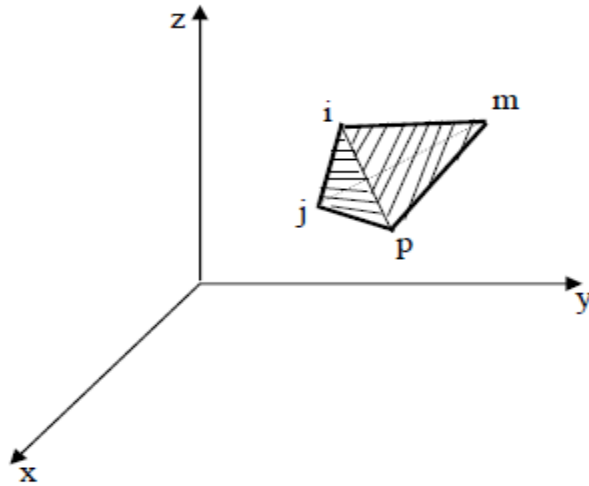


Figura 7.2: Volume do tetraedro.

A variação linear é definida por quatro valores nodais, podendo ser escrita, por questão de simplicidade apenas para u , da seguinte forma:

$$u = \alpha_1 + \alpha_2 X + \alpha_3 Y + \alpha_4 Z \quad (7.43)$$

A equação (7.43) pode, ainda, ser reescrita em quatro equações do tipo:

$$\begin{aligned} u_i &= \alpha_1 + \alpha_2 X_i + \alpha_3 Y_i + \alpha_4 Z_i \\ u_j &= \alpha_1 + \alpha_2 X_j + \alpha_3 Y_j + \alpha_4 Z_j \\ u_m &= \alpha_1 + \alpha_2 X_m + \alpha_3 Y_m + \alpha_4 Z_m \\ u_p &= \alpha_1 + \alpha_2 X_p + \alpha_3 Y_p + \alpha_4 Z_p \end{aligned} \quad (7.44)$$

em que se calculam α_1 , α_2 , α_3 e α_4 .

É possível escrever esta solução, usando a forma determinante, isto é:

$$u = \frac{1}{6V} \left[\begin{aligned} &(a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z)u_i + (a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z)u_j + \\ &(a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z)u_m + (a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z)u_p \end{aligned} \right] \quad (7.45)$$

com

7. Método dos elementos finitos

$$6V = \det \begin{vmatrix} 1 & X_i & X_i & X_i \\ 1 & X_j & X_j & X_j \\ 1 & X_m & X_m & X_m \\ 1 & X_p & X_p & X_p \end{vmatrix} \quad (7.46)$$

em que V representa o volume do tetraedro. Expandindo os outros determinantes relevantes nos seus cofactores obtém-se:

$$\begin{aligned} a_i &= \det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & Z_j \\ X_m & Y_m & Z_m \\ X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} & b_i &= -\det \begin{vmatrix} 1 & Y_j & Z_j \\ 1 & Y_m & Z_m \\ 1 & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \\ c_i &= -\det \begin{vmatrix} X_j & 1 & Z_j \\ X_m & 1 & Z_m \\ X_p & 1 & Z_p \end{vmatrix} & d_i &= -\det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & 1 \\ X_m & Y_m & 1 \\ X_p & Y_p & 1 \end{vmatrix} \end{aligned} \quad (7.47)$$

O deslocamento do elemento é definido por 12 componentes de deslocamento dos nós como:

$$\mathbf{d}^e = \begin{Bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_m \\ \mathbf{a}_p \end{Bmatrix} \quad (7.48)$$

com:

$$\mathbf{a}_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_j = \begin{Bmatrix} u_j \\ v_j \\ w_j \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_m = \begin{Bmatrix} u_m \\ v_m \\ w_m \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_p = \begin{Bmatrix} u_p \\ v_p \\ w_p \end{Bmatrix} \quad (7.49)$$

Os deslocamentos dum ponto arbitrário podem ser escritos como:

$$\mathbf{u} = [\mathbf{IN}_i, \mathbf{IN}_j, \mathbf{IN}_m, \mathbf{IN}_p] \mathbf{a}^e \quad (7.50)$$

em que as funções de forma são definidas do seguinte modo:

7. Método dos elementos finitos

$$\begin{aligned}
 N_i &= \frac{a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z}{6V} \\
 N_j &= \frac{a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z}{6V} \\
 N_m &= \frac{a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z}{6V} \\
 N_p &= \frac{a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z}{6V}
 \end{aligned} \tag{7.51}$$

em que \mathbf{I} representa uma matriz identidade 3x3.

As deformações são obtidas por derivação dos deslocamentos. Assim, numa análise tridimensional são relevantes seis componentes de deformação, definidas como:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial Z} \\ \frac{\partial u}{\partial Y} + \frac{\partial v}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Z} + \frac{\partial w}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial X} + \frac{\partial u}{\partial Z} \end{Bmatrix} \tag{7.52}$$

Usando as equações (7.45) e (7.50) verifica-se que:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B} \mathbf{a}^e \left[\mathbf{B}_i, \mathbf{B}_j, \mathbf{B}_m, \mathbf{B}_p \right] \mathbf{a}^e \tag{7.53}$$

onde

$$\mathbf{B}_i = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Y} & \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} & \frac{\partial N_i}{\partial Y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial X} \end{bmatrix} = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{bmatrix} \quad (7.54)$$

Sendo que as outras sub-matrizes, \mathbf{B}_j , \mathbf{B}_m , \mathbf{B}_p são obtidas de maneira semelhante.

Para um material isotrópico, com matriz de elasticidade, \mathbf{D} , a relação entre tensões e deformações é dada por:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (7.55)$$

onde:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}_0) + \boldsymbol{\sigma}_0 \quad (7.56)$$

em que σ_x , σ_y e σ_z representam as tensões normais e τ_{xy} , τ_{yz} e τ_{zx} as tensões de corte.

A matriz das constantes elásticas, \mathbf{D} , para o estado tridimensional, é a função de \mathbf{E} que representa o módulo de elasticidade e ν , o coeficiente de Poisson.

7. Método dos elementos finitos

$$D = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu \end{bmatrix} \quad (7.57)$$

Na solução por elementos finitos, as equações de equilíbrio não são satisfeitas exatamente em todos os pontos considerados, havendo duas propriedades que são satisfeitas em qualquer malha de elementos finitos. A primeira propriedade refere-se ao equilíbrio nos nós, enquanto que a segunda propriedade se refere ao equilíbrio no elemento.

Considere-se que em cada elemento finito, e , os vetores de forças nodais são dados por:

$$f^e = \int_{V^e} B^{eT} \sigma^e dV^e \quad (7.58)$$

onde $\sigma^e = D^e \epsilon^e$.

De acordo com a primeira propriedade, em cada nó, a soma das forças nodais está em equilíbrio com as forças externas aplicadas, tendo em conta que:

$$\sum_e f^e = Kd \quad (7.59)$$

De acordo com a segunda propriedade, cada elemento está em equilíbrio sob as suas forças f^e . Esta propriedade é satisfeita, desde que a matriz de interpolação N^e satisfaça requisitos de convergência.

Assim, na análise por elementos finitos, podem referir-se as seguintes condições:

- A estrutura é idealizada como um conjunto interligado de elementos discretos ligados em nós.
- As forças externas aplicadas são atribuídas a esses nós, usando o princípio dos trabalhos virtuais para obter forças nodais equivalentes às forças aplicadas.
- As forças nodais equivalentes às forças externas aplicadas são equilibradas pelas forças nodais equivalentes às tensões internas nos elementos, ou seja,

7. Método dos elementos finitos

$$\sum_e f^e = R \quad (7.60)$$

- As equações de compatibilidade de tensão-deformação são satisfeitas exatamente.

A matriz de rigidez pode ser integrada explicitamente uma vez que as componentes de deformação e tensão são constantes dentro do elemento.

A sub-matriz geral da matriz de rigidez é uma matriz 3x3 definida como:

$$K_{ij}^e = B_i^T D B_j V^e \quad (7.61)$$

Em que V^e representa o volume dum tetraedro elementar.

As forças nodais devidas à deformação inicial resultam em:

$$f_i^e = -B_i^T D \epsilon_0 V^e \quad (7.62)$$

7.3. Formulação de Contacto

O programa ABAQUS/Standard [39] permite a utilização de dois métodos para modelar interações entre corpos: usando superfícies ou elementos de contacto. Neste trabalho foi utilizada modelação do contacto por superfícies entre dois corpos deformáveis.

Um dos objetivos do estudo do contacto entre corpos deformáveis é avaliar a evolução das tensões nos corpos de modo a se poder estudar o desgaste dos mesmos e desta forma otimizar o processo de enformação [40]. Para a modelação do contacto torna-se necessário definir as superfícies que poderão estar em contacto, especificando os pares de superfícies que contactam entre si e definir as respetivas propriedades mecânicas.

7.3.1. Considerações cinemáticas

A modelação de contacto pretende descrever a interferência entre dois corpos ao longo do tempo [41]. Seja P o ponto da superfície dum corpo, A, para a análise de contacto e, F, o ponto de outro corpo, B, que mais se aproxima de P (Figura 7.3). Se se definir \mathbf{n} como o vetor normal à superfície do corpo A, no ponto F, o sistema de eixos local curvilíneo fica representado a partir de \mathbf{n} e da coordenada direcional, ξ , definida a partir de um ponto inicial da superfície do corpo A, F_0 . O sistema de eixos local cartesiano é representado pelo vetor normal \mathbf{n} e o vetor tangente à superfície do corpo A, \mathbf{t} , no ponto F (Figura 7.3).

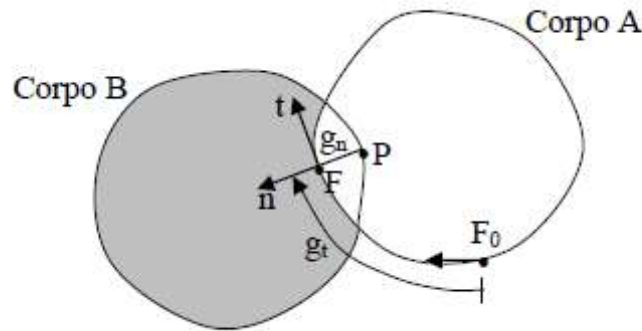


Figura 7.3: Variáveis cinemáticas [41].

As variáveis cinemáticas na modelação do contacto estão descritas num referencial local associado às entidades geométricas que constituem a definição do corpo A.

Para se estabelecer uma ordem nas orientações dos vetores e para a definição dos referenciais locais é necessário ordenar as entidades geométricas do corpo A, no sentido anti-horário, por compatibilidade na numeração dos nós dos elementos finitos.

As primeiras variáveis cinemáticas a ser introduzidas são o deslocamento normal, \mathbf{g}_n e o deslocamento tangencial, \mathbf{g}_t , associadas a um ponto da superfície do corpo B [41].

Se a posição atual do nó P for definida como:

$$x_p = X_p + u_p \quad (7.63)$$

7. Método dos elementos finitos

onde u_P representa o deslocamento do nó P, então define-se o deslocamento normal, \mathbf{g}_t , como:

$$\mathbf{g}_n = \mathbf{g}_n \mathbf{n} \quad (7.64)$$

$$\mathbf{g}_n = (x_F - x_P) \mathbf{n} \quad (7.65)$$

Em que x_F define a posição atual do corpo A, sendo representada por:

$$x_F = X_F + u_F \quad (7.66)$$

onde u_F é o deslocamento do corpo A.

O deslocamento tangencial no sistema de eixos curvilíneos define-se como:

$$\mathbf{g}_t = \mathbf{g}_t \mathbf{t} \quad (7.67)$$

$$\mathbf{g}_t = \int_{F_0}^F d\Gamma_F = \xi(x_F) - \xi(x_F) \quad (7.68)$$

7.3.2. Algoritmo de contacto

O algoritmo de contacto, apresentado na Figura 7.5, foi construído segundo a técnica de Newton-Raphson. O programa ABAQUS/Standard [39] usa um algoritmo de contacto de *master-slave* em que os nós de uma superfície (*slave*) não podem penetrar os segmentos que fazem parte de uma outra superfície (*master*). O algoritmo não imprime restrições à superfície *master*, podendo penetrar na superfície *slave*, entre os seus nós (Figura 7.4). A consequência desta formulação exige uma correta escolha das respetivas superfícies, para se obter uma melhor simulação de contacto possível. Uma das regras será que a superfície

slave deverá ter uma malha mais refinada, mas se as densidades das malhas forem similares, então a superfície *slave* deverá ser uma superfície de material menos rígido.

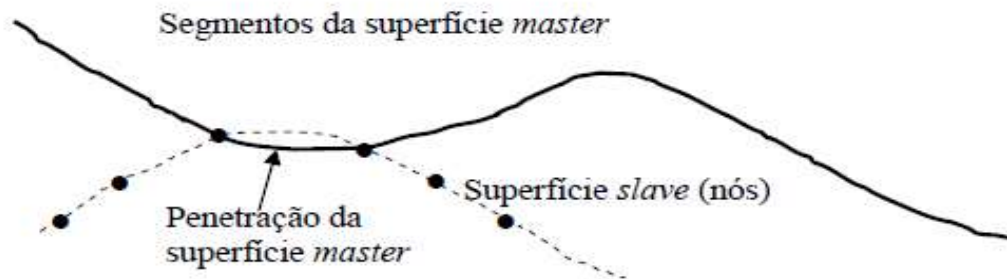


Figura 7.4: A superfície master pode penetrar na superfície slave [39].

Quando se usa a formulação de *small-sliding*, o ABAQUS/Standard estabelece a relação entre os nós *slave* e as superfícies *master* no início da simulação, determinando que segmento na superfície *master* entra em contacto com cada nó da superfície *slave*. Esta relação mantém-se durante toda a análise não alterando as superfícies que interagem.

Se são incluídas no modelo, geometrias não lineares, o algoritmo de *small-sliding* considera qualquer rotação e deformação da superfície *master*, atualizando as cargas transmitidas. Se não são incluídas geometrias não lineares, as rotações e deformações serão ignoradas, mantendo-se as cargas fixas.

O ABAQUS/Standard examina o estado de todas as interações de contacto no início de cada incremento para verificar se os nós *slave* são penetrados ou não. Na Figura 7.5, p refere-se à pressão de contacto no nó *slave* e h a penetração dum nó *slave* numa superfície *master*. Se o nó penetra, o programa determina se ele desliza ou está fixo, aplicando uma restrição para cada nó penetrado e removendo a restrição para os nós não penetrados. O programa conclui uma iteração e atualiza a configuração do modelo usando correções calculadas.

Antes de verificar o equilíbrio das forças ou momentos, o programa primeiro verifica as mudanças nas condições de contacto nos nós *slave*. Qualquer nó que ao fim de cada iteração se torne negativo ou zero muda o estado de não penetrado para penetrado. Qualquer nó cuja pressão de contacto se torne negativa muda o seu estado de penetrado para não penetrado. Se for detetada alguma alteração na iteração corrente, o programa rotula-a como “iteração de descontinuidade severa”, e não é concluída a verificação de equilíbrio.

7. Método dos elementos finitos

O programa modifica as restrições de contacto para refletir a mudança no estado de contacto depois da primeira iteração e tenta uma segunda iteração. O programa repete o procedimento até uma iteração estar completa sem alteração no estado de contacto.

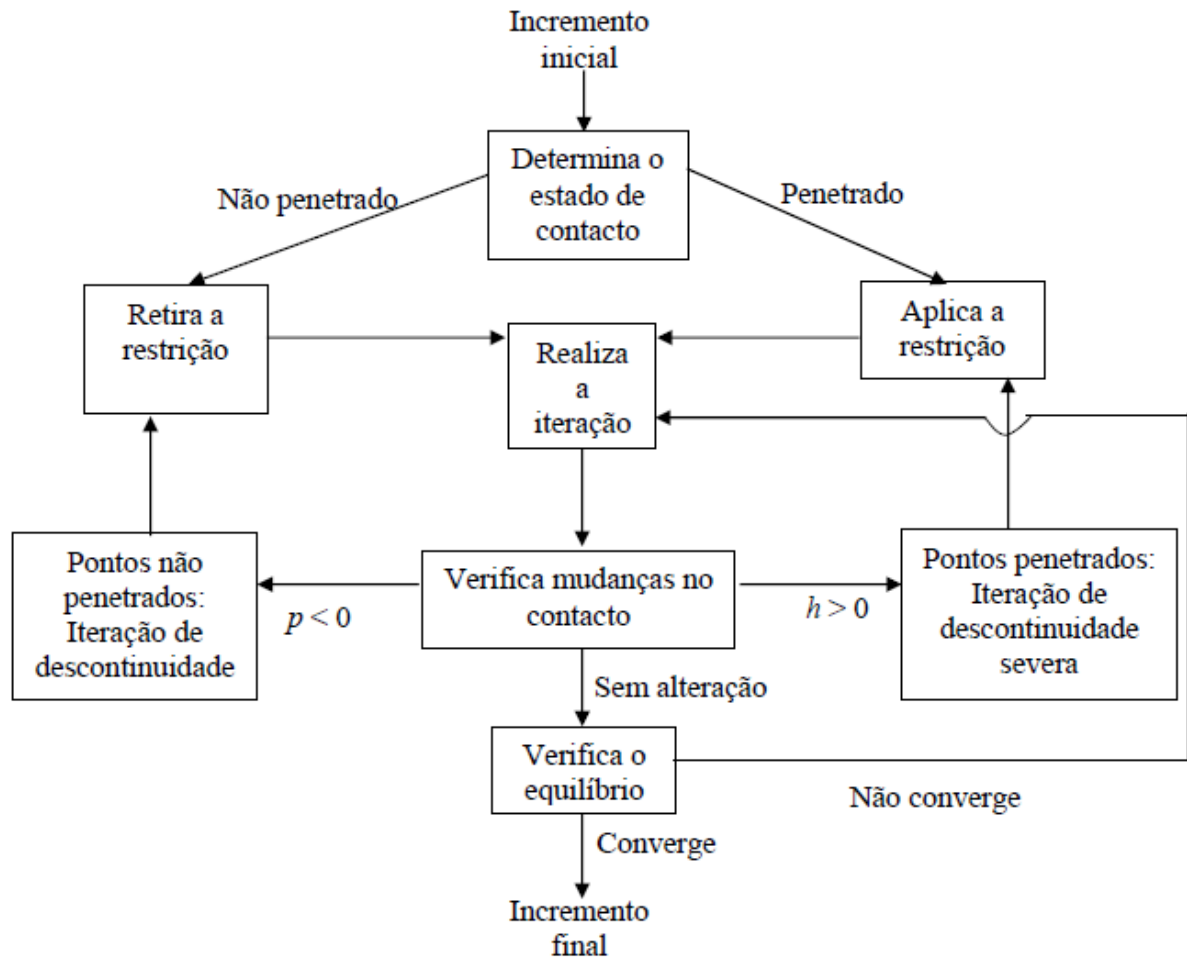


Figura 7.5: Algoritmo de contacto.

Esta iteração torna-se a primeira iteração de equilíbrio e o programa realiza a verificação de convergência de equilíbrio normal. Se a convergência falha, o programa faz outra iteração. Cada vez que ocorre uma iteração de descontinuidade severa, o programa volta a colocar os contadores internos das iterações de equilíbrio a zero. Este contador de iterações é usado para determinar se um incremento deve ser abandonado devido a uma taxa de convergência baixa. O programa repete todo o processo até se conseguir a convergência, como se visualiza na Figura 7.5.

O resumo para cada incremento completo nos ficheiros de mensagem e de estado mostra quantas iterações eram iterações de descontinuidade severa e quantas eram iterações de equilíbrio. O número total de iterações para um incremento é a soma destes dois.

7. Método dos elementos finitos

Se o número de iterações de descontinuidade severa é alto, mas há várias iterações de equilíbrio, o programa terá dificuldades em determinar as próprias condições de contacto. Por defeito, o programa rejeita qualquer incremento que necessite mais de 12 iterações de descontinuidade severa e tenta novamente com um incremento menor. Se não há iterações de descontinuidade severa, o estado de contacto não muda de incremento para incremento.

O programa ABAQUS combina as duas componentes de tensão de corte numa “tensão de corte equivalente”, $\bar{\tau}$, para o cálculo de fixação/deslizamento, onde $\bar{\tau} = \sqrt{\tau_1^2 + \tau_2^2}$. O ABAQUS combina ainda as duas componentes de velocidade de deslizamento numa taxa de deslizamento equivalente, $\dot{\gamma}_{eq} = \sqrt{\dot{\gamma}_1^2 + \dot{\gamma}_2^2}$. O cálculo de fixação/deslizamento define a superfície na pressão de contacto – espaço de tensão de corte ao longo do qual um ponto passa de fixo a deslizando (Figura 7.6).

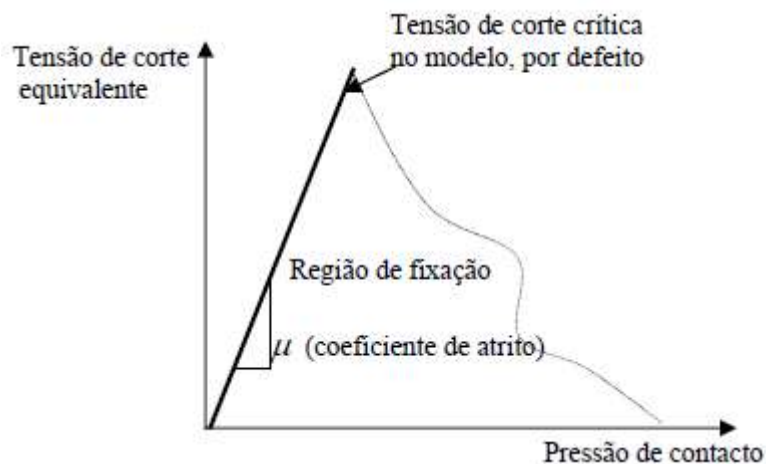


Figura 7.6: Região de deslizamento para o modelo de atrito clássico de Coulomb.

Quando as superfícies de dois corpos se encontram em contacto, geralmente transmitem forças tangenciais e normais na respetiva interface, sendo conhecida a relação entre estas duas componentes de força. A relação, conhecida como atrito entre os corpos, é usualmente expressa em termos de tensões na interface dos corpos [39]. Existem duas formas para definir o modelo de atrito clássico de Coulomb no programa ABAQUS: especificar diretamente os coeficientes de atrito estático e cinemático ou definir o coeficiente de atrito como sendo uma função da taxa de deslizamento equivalente e da pressão de contacto, tendo sido este o utilizado nesta tese.

O clássico modelo de atrito isotrópico de Coulomb é definido por:

7. Método dos elementos finitos

$$\mu = \mu(\dot{\gamma}_{eq}, p, \bar{\theta}, \bar{f}^\alpha) \quad (7.69)$$

onde $\dot{\gamma}_{eq}$, é a taxa de deslizamento equivalente, p é a pressão de contacto, $\bar{\theta} = \frac{1}{2}(\theta_A + \theta_B)$ é a temperatura média no ponto de contacto e $\bar{f}^\alpha = \frac{1}{2}(f_A^\alpha + f_B^\alpha)$ corresponde à média da variável de campo pré-definida (α) no ponto de contacto, $\theta_A, \theta_B, f_A^\alpha$ e f_B^α são as temperaturas e variáveis de campo pré-definidas nos pontos A e B das superfícies. O ponto A é um nó pertencente à superfície *slave* e o ponto B corresponde ao ponto mais perto do ponto A e pertence à superfície considerada *master*.

Por defeito, assumiu-se que o coeficiente de atrito toma um valor constante ao longo do processo não dependendo das variáveis de campo acima descritas.

8. Modelos de elementos finitos utilizados

A construção de um modelo geométrico 3D (tal como a cavidade pélvica) que pode ser manipulado por métodos numéricos, de forma a simular um ser Humano vivo é ainda um grande desafio, nomeadamente devido à grande complexidade da anatomia humana, tal como reconhecido por diversos autores [42, 43]. Existe também uma falta de conhecimentos acerca da biomecânica dos tecidos moles, tal como reconhecido por Humphrey [44].

Uma das primeiras tentativas para modelar um corpo humano foi levada a cabo nos Estados Unidos, usando imagens obtidas a partir de um corpo congelado, que foi cortado em pequenas fatias [47]. Apesar de esse projeto não ter produzido nenhum modelo geométrico do corpo estudado, os dados obtidos foram disponibilizados a muitos investigadores, que após processarem os dados, conseguiram gerar diferentes modelos geométricos. A construção de um modelo (tal como a cavidade pélvica) que pode ser manipulado, por métodos numéricos, para simular um ser humano vivo, sob diferentes condições fronteira e sujeito a carregamentos diferentes,

é ainda um desafio que irá ainda provavelmente levar mais de uma década a materializar-se, devido à elevada complexidade da anatomia do corpo humano, tal como reconhecido por diversos autores [42,43, 44].

Recentemente tem havido algumas tentativas para modelar o corpo humano [42], a cavidade do pavimento pélvico [46] e o seu conteúdo [47, 48]. No entanto, no presente, não existem conhecimentos suficientes acerca das relações estruturais identificadas através da imagiologia MRI [47], de forma a permitir a criação de um modelo numérico preciso [49].

A simulação da biomecânica das diferentes estruturas do corpo humano, dos seus órgãos e interações requer não só o conhecimento das propriedades mecânicas dos músculos, tecidos conectivos e estruturas ósseas, mas também o conhecimento dos mecanismos de ativação do sistema nervoso. Apesar de diferentes modelos constitutivos hiperlásticos, que têm em consideração a ativação das fibras musculares, já terem sido propostos no passado [50], ainda não existem parâmetros materiais de confiança e modelos constitutivos validados para incorporar nas simulações numéricas.

Os aspetos clínicos das disfunções do pavimento pélvico têm sido extensivamente estudados, em particular o efeito da gravidez e parto [51, 52], é no entanto largamente reconhecido que é limitada a compreensão do dano que as diferentes estruturas do pavimento pélvico podem sofrer, assim como as suas interações. Falta em particular uma perspetiva global do funcionamento do pavimento pélvico como um todo, assim como das suas disfunções [52].

8.1. Modelo de elementos finitos para o pavimento pélvico

O pavimento pélvico é formado pelos músculos, respetivas fáscias e ligamentos, da região urogenital feminina ou região do períneo. O pavimento pélvico fecha a parte inferior da cavidade pélvica, estendendo-se como uma rede desde a sínfise púbica até ao cóccix, sendo perfurado por três canais: a vagina, a uretra e o ânus. Em redor destas aberturas, os músculos tornam-se mais espessos, passando a ser denominados esfíncteres.

O pavimento pélvico constitui uma estrutura de suporte fundamental para os órgãos da cavidade abdominal, sustentando o peso de todos os órgãos pélvicos (útero, bexiga, vagina, uretra, intestinos, reto), mantendo-os nas suas posições anatómicas normais. Durante a gestação, são os músculos do pavimento pélvico, que juntamente com a musculatura abdominal sustentam o peso do feto.

O grupo de músculos elevadores do ânus são os músculos mais importantes do pavimento pélvico constituem. Este grupo de músculos é composto por três pares: os músculos puborrectais, pubococcígeos e iliococcígeos. O músculo pubococcígeo desempenha um papel importante na função sexual sensitiva, no controlo da bexiga, e no relaxamento perineal durante o trabalho de parto e expulsão do feto durante o nascimento.

O enfraquecimento destes músculos pode causar a saída dos órgãos pélvicos das suas posições normais (prolapsos), incontinência de urina, gases ou fezes em diversos graus e uma diminuição significativa do prazer sexual tanto da mulher quanto do parceiro [53].

As causas do enfraquecimento da musculatura pélvica podem ser todas as situações que exijam aumento da pressão intra-abdominal (tossir, espirrar, rir, levantar objetos pesados, praticar desportos...), pois sobrecarregam os músculos do pavimento pélvico, enfraquecendo-os progressivamente.

8. Modelos de elementos finitos utilizados

Na gestação, o peso do conjunto formado pelo feto e placenta, geram uma sobrecarga de vários meses, sendo o parto normal uma agressão violenta a estes músculos. A obesidade também ocupa lugar de destaque entre as causas de enfraquecimento dos músculos do pavimento pélvico [53].

Apesar da utilização de técnicas de imagiologia MRI 2D, e mais recentemente MRI 3D, serem utilizadas para estudar a anatomia do pavimento pélvico da mulher, a partir de cadáveres, ou pacientes vivos [47], a qualidade dos modelos geométricos obtidos por estas técnicas é ainda reduzida. Neste trabalho foi utilizada uma metodologia alternativa para a construção do modelo de elementos finitos para o pavimento pélvico.

O modelo de elementos finitos utilizado neste trabalho, para o pavimento pélvico, foi construído utilizando informação geométrica, sob a forma de pontos, obtidos a partir da medição em cadáver por Janda et al. [46]. Todas as medições foram realizadas num cadáver embalsamado de uma mulher de 72 anos, obtido para investigação científica. O espécimen foi selecionado por não ter nenhuma patologia conhecida do pavimento pélvico. A causa de morte era desconhecida e presumivelmente não afetou a musculatura do pavimento pélvico. O resultado das medições foi um conjunto 3D de pontos pertencentes aos diferentes músculos do pavimento pélvico.

A Figura 8.1 mostra o processo utilizado para a obtenção do modelo de elementos finitos para o pavimento pélvico. Utilizando o conjunto de pontos disponíveis (Figura 8.1-a), foram construídas linhas, que permitiram a definição de superfícies (Figure 8.1-b), que foram depois utilizadas para a construção da malha de elementos finitos (Figure 8.1-c). O modelo inicial de elementos finitos foi obtido com elementos de casca de 4 nós. A este modelo inicial foi aplicada uma operação de extrusão, de forma a se obter a malha final de elementos finitos, com elementos hexaédricos de 8 nós (elementos volumétricos). Para o pavimento pélvico foi assumida uma espessura constante de 2 mm.

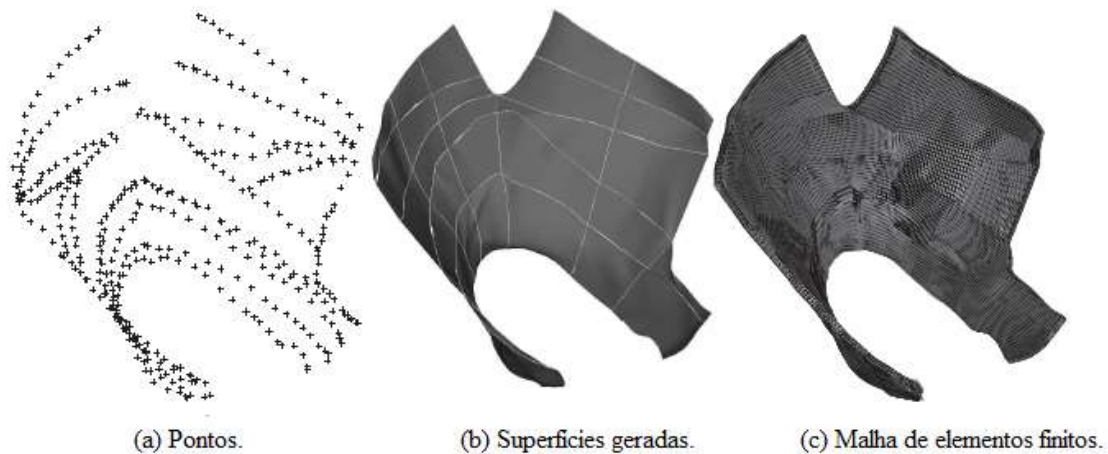


Figura 8.1: Pontos, superfícies geradas e malha final de elementos finitos para o pavimento pélvico.

Nas diferentes simulações numéricas realizadas, foram fixos os diferentes nós ligados aos ossos da estrutura pélvica, ligamentos e coccyx, sendo deixados livres todos os restantes.

Para realizar as diferentes simulações de partos vaginais, o modelo de elementos finitos do pavimento pélvico foi conectado a um modelo de elementos finitos para a estrutura óssea da pelve (Figura 8.2). De forma a unir os dois modelos, alguns melhoramentos tiveram de ser feitos ao modelo inicial do pavimento pélvico.

A Figura 8.2-b mostra as dimensões principais para o modelo do pavimento pélvico. Estas dimensões estão em concordância com outros modelos existentes na literatura [49].

8.2. Modelo de elementos finitos para a estrutura óssea da pelve

A pelve é a região de transição entre o tronco e os membros inferiores. A pelve contém os principais componentes abdominais: a bexiga, partes terminais dos ureteres, órgãos genitais, pélvicos, reto, vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos. Nas mulheres, também aloja ovários e útero. Para acomodar um feto no final do tempo de gestação, a pelve feminina é mais larga do que nos homens. Para além das partes moles, a pelve, é constituída por quatro ossos: o sacro, o cóccix e o par de ossos incompletos, formados pela fusão do ílion, do ísquion e do púbis. Os ossos incompletos ligam-se firmemente entre si à frente na sínfise púbica e atrás no sacro.

De forma a unir os modelos da estrutura óssea e o pavimento pélvico, foram realizados alguns melhoramentos ao modelo inicial do pavimento pélvico. Foram acrescentadas ao modelo 2 malhas adicionais, representando a 1ª malha as diferentes ligações entre os

8. Modelos de elementos finitos utilizados

músculos do pavimento pélvico e o coccyx. A 2ª malha adicionada pretende representar o arco tendinoso do elevador do ânus, o músculo obturador interno e respetiva fáscia, estruturas estas que desempenham uma importante função de suporte para o pavimento pélvico.

A presença do modelo de elementos finitos para a estrutura óssea serve dois propósitos, ajuda a compreender quais os nós do pavimento pélvico que devem de ser fixos e quais os que devem de ser deixados livres. Tal como se mostra nas secções seguintes, a estrutura óssea é também necessária para se conseguir definir os movimentos do feto, uma vez que não pode haver interferência entre o feto e a estrutura óssea. Após a definição das condições fronteira e a obtenção dos movimentos otimizados para o feto, numericamente, a presença da estrutura óssea já não é necessária, sendo removida para se reduzir o tempo de computação.

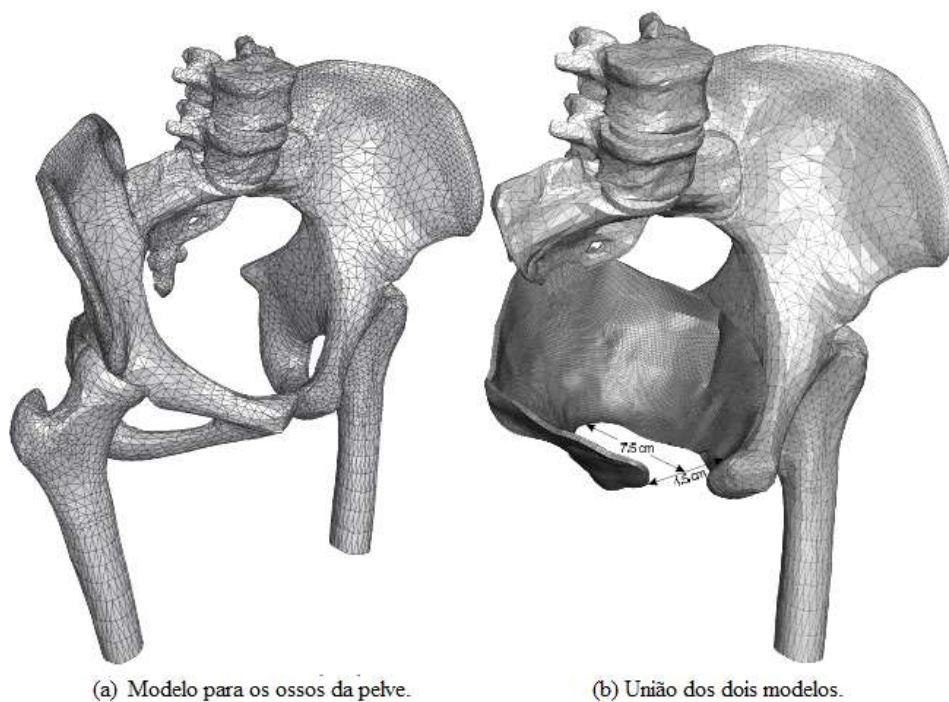


Figura 8.2: Modelos de elementos finitos para os ossos da pelve e pavimento pélvico.

8.3. Modelo de Elementos Finitos para o feto

Um modelo de elementos finitos de um feto é necessário para a simulação de um parto vaginal, tal como se mostra nas secções seguintes. A Figura 8.3 mostra o modelo de elementos finitos que foi utilizado para o feto neste trabalho. As dimensões do modelo para o feto foram ajustadas de modo a que as dimensões obstétricas principais para a cabeça estivessem corretas para um feto no final do tempo de gestação.

Uma vez que as dimensões da cabeça fetal são de grande importância para as diferentes simulações realizadas nas secções seguintes, a escala do modelo do feto foi ajustada de forma a ajustar estas dimensões aos valores disponíveis na literatura [54]. A Figura 8.4 mostra os detalhes da cabeça fetal e a localização das principais dimensões obstétricas.

As simulações que se apresentam nas secções seguintes terminam sempre que a cabeça fetal passa pelo pavimento pélvico, desta forma, as dimensões da cabeça fetal são de extrema importância para o problema simulado.

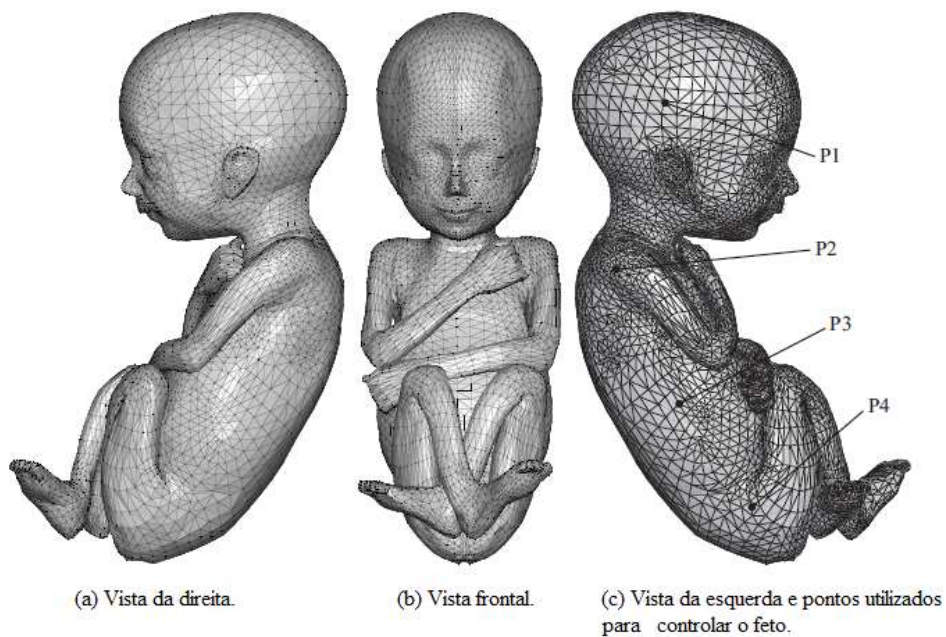


Figura 8.3: Modelo de elementos finitos para o feto.

8. Modelos de elementos finitos utilizados

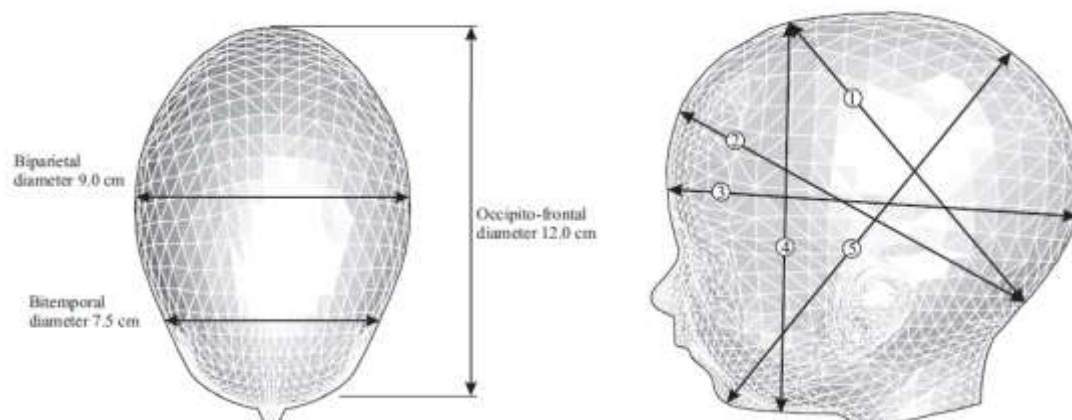


Figura 8.4: Dimensões da cabeça fetal.

Tabela 8.1: Dimensões da cabeça fetal.

Diâmetro	Comprimento	Apresentação
1 Suboccipito-bregmático	9.5 cm	Vértice fletido
2 Suboccipito-frontal	10.5 cm	Vértice parcialmente defletido
3 Occipito-frontal	11.5 cm	Vértice defletido
4 Mento-vertical	13.0 cm	Fronte
5 Submento-bregmático	9.5 cm	Face

As dimensões obstétricas principais para a cabeça fetal são as seguintes: diâmetro Suboccipitobregmático, 10 cm, diâmetro Suboccipito-frontal, 10.5 cm, diâmetro Occipito-frontal, 12.0 cm, diâmetro Mento-vertical, 13.0 cm e diâmetro Submento-bregmático, 11.5 cm. Estas dimensões, mostradas na Figura 8.4 estão de acordo com a literatura [54].

Para o feto foi utilizada uma malha de elementos finitos tetraédricos de 4 nós. Para controlar os movimentos do feto foram definidos dentro do modelo do feto quatro grupos de elementos aos quais foram atribuídos a propriedade de elementos rígidos, sendo depois designado para cada um desses grupos um nó de referência. A Figura 8.3-c mostra a posição dos diferentes nós de referência.

8. Modelos de elementos finitos utilizados

Desta forma, controlando os deslocamentos e rotação destes nós, os movimentos do feto ficam completamente definidos.

As propriedades materiais dadas ao modelo de elementos finitos do feto correspondem a um material com uma rigidez bastante elevada, de tal forma que o feto pode ser considerado rígido em comparação com o pavimento pélvico. Como nesta fase, o foco do trabalho está centrado apenas em estudar o comportamento dos músculos do pavimento pélvico durante um parto vaginal, a utilização destas propriedades para o feto vai facilitar a convergências da simulação numérica. Melhoramentos futuros ao trabalho apresentado vão passar pela utilização de propriedades realísticas para o feto.

Mostra-se na figura 8.5 a malha de elementos finitos do crânio fetal

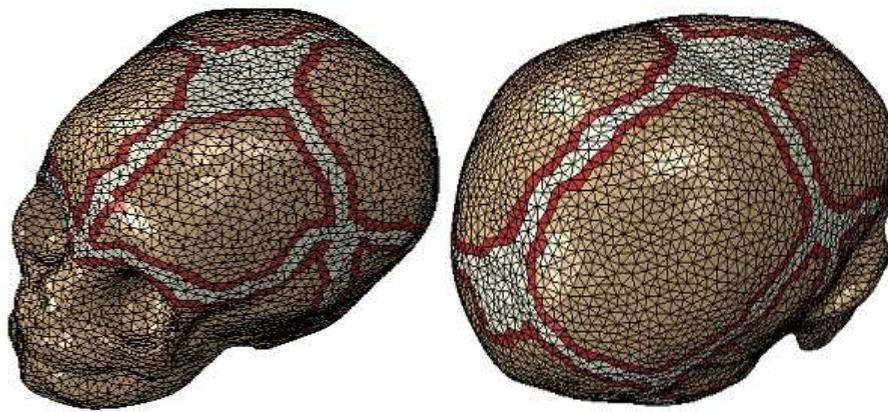


Figura 8.5: Crânio Fetal com as suturas cranianas.

Na Figura 8.5, as suturas cranianas estão representadas a cor cinzenta. De forma a garantir uma melhor transição entre as suturas e o osso foi também definida uma zona de transição, representada a cor vermelha. Colocaram-se desta forma diferentes propriedades para as suturas, uma vez que a zona da sutura que se encontra junto ao osso apresenta uma rigidez maior do que a parte da sutura que se encontra mais afastada do osso, isto devido a questões fisiológicas expostas anteriormente.

8.3.1-Propriedade dos materiais para o feto

Para este trabalho toda a estrutura do feto é importante para a obtenção de valores realistas de deformação. Deste modo temos de ter em conta todas as estruturas do feto.

O osso do crânio, a pele da cabeça e cérebro foram definidos como um modelo elástico, as propriedades utilizadas foram as seguintes, respetivamente: $E=1000 \text{ MPa}$, $\nu= 0,25$, $E=0,3 \text{ MPa}$, $\nu= 0,25$, $E=24,6E^{-3} \text{ MPa}$, $\nu= 0,49$ [54, 55].

As fontanelas e as suturas são considerados material hiperelástico descrito pelo modelo de Mooney-Rivlin. Os parâmetros definidos para a cartilagem mais interna (cinzenta, ver Figura 8.5) são os seguintes: $C1=1,18 \text{ MPa}$, $C2=0,295 \text{ MPa}$ [27]. Os parâmetros para a cartilagem mais externa (vermelha, ver Figura 8.5) são: $C1=2,00 \text{ MPa}$, $C2=0,295 \text{ MPa}$.

8.4-Modelo de elementos finitos da Vácuo-extrator (Ventosa)

Neste trabalho, foi utilizado um modelo de ventosa da marca Kiwi. Uma vez que este modelo é um dos mais utilizados nos hospitais portugueses, um exemplar deste mecanismo está disponível na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Por estas razões, este foi o modelo selecionado para este trabalho.

Uma vez que não se encontram disponíveis na literatura, as diferentes dimensões da ventosa selecionada, a mesma foi dimensionada com o auxílio de um paquímetro.



Figura 8.6: Ventosa utilizada da marca Kiwi [57].

8.4.1-Criação da malha da ventosa

Após a obtenção das diferentes dimensões do modelo da ventosa foi necessário criar a malha de elementos finitos da ventosa da marca *Kiwi*. A Figura 8.7 mostra as principais dimensões (em milímetros) da ventosa utilizada.

Para a geração do modelo de elementos finitos da ventosa, o primeiro passo foi a modelação geométrica da mesma. Para esse efeito, utilizou-se o software Solidworks para a criação do sólido 3D da ventosa. A Figura 8.8 mostra o modelo geométrico final para a ventosa.

8. Modelos de elementos finitos utilizados

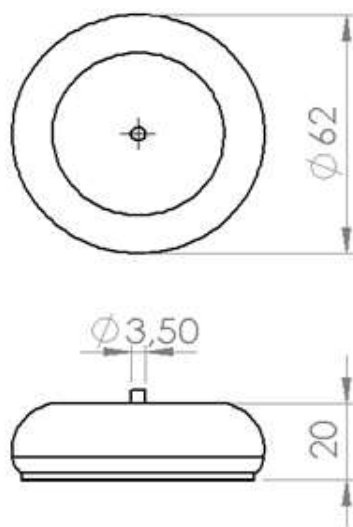


Figura 8.7: Desenho 2D da ventosa da marca Kiwi [mm].

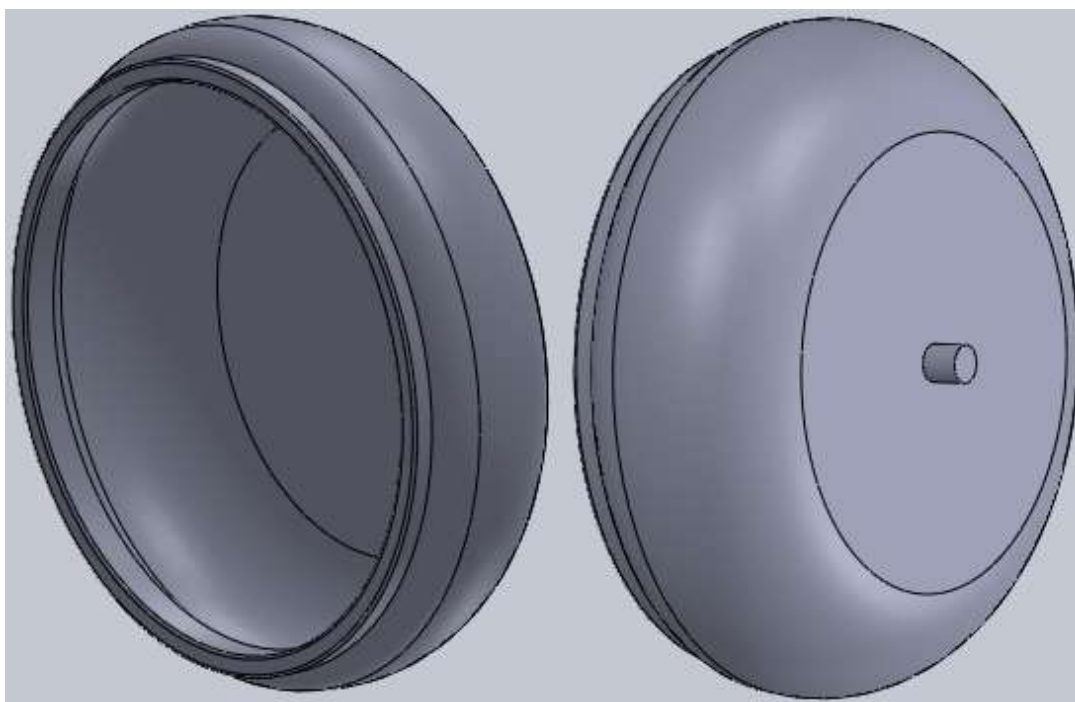


Figura 8.8: Modelo 3D em SolidWorks, da ventosa da marca Kiwi.

Após a criação da geometria da ventosa, esta foi importada para o Abaqus, sendo então gerada a malha de elementos finitos. A malha de elementos finitos da ventosa é constituída por 6074 elementos do tipo C3D4 e por 1986 nós. A malha da ventosa obtida pode ser vista na Figura 8.9.

8. Modelos de elementos finitos utilizados



Figura 8.9: Malha de elementos finitos da ventosa da marca Kiwi.

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

O modelo constitutivo adotado neste trabalho para o comportamento ativo e passivo dos músculos do pavimento pélvico é uma forma modificada do modelo hiperelástico incompressível, transversalmente isotrópico, proposto por Humphrey e Yin [56], para o comportamento passivo dos músculos do coração.

Para o modelo constitutivo utilizado, a função energia de deformação, para um material quasi-incompressível e por unidade de volume, na configuração de referência, pode ser escrita da seguinte forma:

$$U = U_I(\bar{I}_1^C) + U_f(\bar{\lambda}_f, \alpha) + U_J(J) \quad (9.1)$$

A função energia de deformação (9.1) é o resultado da soma de um termo relacionado com a matriz isotrópica, que embebe as fibras musculares, um segundo termo relacionado com as fibras musculares e um terceiro termo relacionado com as alterações de volume.

Em (9.1) U_I é a energia de deformação associada à matriz isotrópica, definido da seguinte forma:

$$U_I = c \left\{ \exp \left[b \left(\bar{I}_1^C - 3 \right) \right] - 1 \right\} \quad (9.2)$$

onde \bar{I}_1^C é o primeiro invariante do tensor das deformações de Cauchy-Green à direita, com as alterações de volume eliminadas.

$$\bar{I}_1^C = \text{tr} \bar{\mathbf{C}} = \text{tr}(\bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}) = J^{-\frac{2}{3}} \text{tr} \mathbf{C} \quad (9.3)$$

sendo $\bar{\mathbf{F}}$ o gradiente de deformação com as alterações de volume eliminadas:

$$\bar{\mathbf{F}} = J^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F} \quad (9.4)$$

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

e J a alteração de volume:

$$J = \det \mathbf{F} \quad (9.5)$$

Em (9.1) a energia de deformação armazenada nas diferentes famílias de fibras musculares é dada por U_f , que pode ser dividida numa componente passiva elástica (U_{PE}) e numa componente ativa (U_{SE}), devida à contração.

$$U_f = (\bar{\lambda}_f, \alpha) = U_{PE}(\bar{\lambda}_f) + U_{SE}(\bar{\lambda}_f, \alpha). \quad (9.6)$$

Para a componente passiva, U_{PE} , a seguinte expressão foi utilizada:

$$U_{PE} = A \left\{ \exp \left[a (\bar{\lambda}_f - 1)^2 \right] - 1 \right\}, \quad (9.7)$$

onde $\bar{\lambda}_f$ representa a relação entre o comprimento atual e o comprimento inicial de uma fibra muscular que inicialmente se encontra na direção \mathbf{N} :

$$\bar{\lambda}_f = \sqrt{\mathbf{N}^T \bar{\mathbf{C}} \mathbf{N}} = \sqrt{\bar{\mathbf{C}} : (\mathbf{N} \otimes \mathbf{N})}, \quad (9.8)$$

e \otimes representa o produto tensorial. Para a energia de deformação devida à contração muscular, U_{SE} , a seguinte expressão foi utilizada:

$$U_{SE}(\bar{\lambda}_f, \alpha) = T_o^M \int_1^{\bar{\lambda}_f} fSE(\lambda^M, \alpha) d\lambda^M, \quad (9.9)$$

onde para a função $fSE(\lambda^M, \alpha)$ a seguinte expressão foi utilizada:

$$fSE = \alpha \begin{cases} 1 - 4(\lambda^M - 1)^2, & \text{para } 0.5 < \lambda^M < 1.5 \\ 0, & \text{em caso contrário} \end{cases} \quad (9.10)$$

o que significa que para valores de $\lambda^M > 1.5$ ou $\lambda^M < 0.5$, o músculo não produz energia.

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

Em (9.1), a energia de deformação associada à mudança de volume é dado por U_J :

$$U_J = \frac{1}{D}(J-1)^2. \quad (9.11)$$

Nas definições apresentadas aqui, c, b, A, α e D são constantes que são definidas na Secção 9.1.

A função energia de deformação, definida na equação (9.1) é agora utilizada para obter o 2º tensor das tensões de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial U}{\partial \mathbf{E}} = \frac{\partial U_I}{\partial \mathbf{E}} + \frac{\partial U_f}{\partial \mathbf{E}} + \frac{\partial U_J}{\partial \mathbf{E}} = \mathbf{S}_I + \mathbf{S}_f + \mathbf{S}_J, \quad (9.12)$$

onde \mathbf{E} é o tensor das deformações de Green-Lagrange. O tensor \mathbf{S} pode ser obtido agora a partir da seguinte expressão:

$$\begin{aligned} \mathbf{S} = & U_I' \left(2J^{-\frac{2}{3}} \mathbf{1} - \frac{2}{3} \bar{I}_1^c \mathbf{C}^{-1} \right) \\ & + U_f' \left(J^{-\frac{2}{3}} \bar{\lambda}_f^{-1} (\mathbf{N} \otimes \mathbf{N}) - \frac{1}{3} \bar{\lambda}_f \mathbf{C}^{-1} \right) \\ & + J U_J' \mathbf{C}^{-1} \end{aligned} \quad (9.13)$$

onde U_I', U_f' e U_J' são obtidos da seguinte forma:

$$U_I' = \frac{\partial U_I}{\partial \bar{I}_1^c}, \quad U_f' = \frac{\partial U_f}{\partial \bar{\lambda}_f}, \quad U_J' = \frac{\partial U_J}{\partial J}, \quad (9.14)$$

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

A definição do tensor das tensões de Cauchy é um passo importante para a implementação do modelo constitutivo. A seguinte expressão para o tensor das tensões de Cauchy σ pode ser obtida:

$$\begin{aligned} \sigma = & \frac{1}{J} \left\{ U_I' \left[2J^{-\frac{2}{3}} \mathbf{F} \mathbf{F}^T - \frac{2}{3} \bar{I}_1^C \mathbf{F} \mathbf{C}^{-1} \mathbf{F}^T \right] \right. \\ & + U_f' \left[J^{-\frac{2}{3}} \bar{\lambda}_f^{-1} \mathbf{F} (\mathbf{N} \otimes \mathbf{N}) \mathbf{F}^T - \frac{1}{3} \bar{\lambda}_f \mathbf{F} \mathbf{C}^{-1} \mathbf{F}^T \right] \\ & \left. + JU_J' \mathbf{F} \mathbf{C}^{-1} \mathbf{F}^T \right\} \end{aligned} \quad (9.15)$$

O operador tangente, na configuração espacial, é necessário para a implementação do modelo constitutivo no software comercial de elementos finitos ABAQUS. O operador tangente na configuração material é definido pela seguinte expressão:

$$\mathbf{H} = \frac{\partial^2 U}{\partial \mathbf{E} \partial \mathbf{E}} = \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{E}} \quad (9.16)$$

Juntando e rearranjando os termos, a seguinte expressão final para o operador tangente na configuração material pode ser obtida:

$$\begin{aligned} \mathbf{H} = & 4J^{-\frac{4}{3}} U_I'' (\mathbf{1} \otimes \mathbf{1}) \\ & - \frac{4}{3} J^{-\frac{2}{3}} (U_I' + \bar{I}_1^C U_I'') (\mathbf{1} \otimes \mathbf{C}^{-1} + \mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{1}) \\ & + \left[\frac{4}{9} I_1^C (U_I' + \bar{I}_1^C U_I'') + \frac{1}{9} \bar{\lambda}_f (U_f' + \bar{\lambda}_f U_f'') + J (U_J' + JU_J'') \right] (\mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{C}^{-1}) \\ & + J^{-\frac{4}{3}} \bar{\lambda}_f^{-2} (U_f'' + \bar{\lambda}_f^{-1} U_f') (\mathbf{N} \otimes \mathbf{N} \otimes \mathbf{N} \otimes \mathbf{N}) \\ & - \frac{1}{3} J^{\frac{2}{3}} (U_f'' + \bar{\lambda}_f^{-1} U_f') (\mathbf{N} \otimes \mathbf{N} \otimes \mathbf{C}^{-1} + \mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{N} \otimes \mathbf{N}) \\ & - \left(\frac{2}{3} I_1^C U_I' + \frac{1}{3} \bar{\lambda}_f U_f' - JU_J' \right) \frac{\partial \mathbf{C}^{-1}}{\partial \mathbf{E}}, \end{aligned} \quad (9.17)$$

onde U_I'', U_f'' e U_J' são obtidos da seguinte forma:

$$U_I'' = \frac{\partial U_I'}{\partial \bar{I}_1^C}, \quad U_f'' = \frac{\partial U_f'}{\partial \bar{\lambda}_f}, \quad U_J'' = \frac{\partial U_J'}{\partial J}, \quad (9.18)$$

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

O operador tangente na configuração espacial h pode ser agora obtido através de uma operação *push-forward*:

$$h_{ijkl} = \frac{1}{2} F_{im} F_{jn} F_{kp} F_{lp} H_{mnpq} \quad (9.19)$$

9.1. Parâmetros materiais para o modelo constitutivo implementado

Os parâmetros para o modelo constitutivo implementado foram obtidos a partir de dados produzidos por Janda et al. [46]. No seu trabalho, Janda realizou ensaios mecânicos em tecidos do pavimento pélvico, obtidos a partir de três cadáveres de mulheres, de 82, 66 e 38 anos de idade.

Para a obtenção dos diferentes parâmetros necessários para o modelo constitutivo implementado foi utilizado um processo iterativo, no qual se variavam as constantes b, c, A e a , efetuando-se depois uma simulação numérica (Figura 9.1) de acordo com os ensaios experimentais efetuados por Janda. Este procedimento foi repetido até se obter um bom ajuste entre os resultados das simulações numéricas e os resultados experimentais. A Figura 9.2 mostra os dados experimentais utilizados e a curva obtida pela simulação numérica.

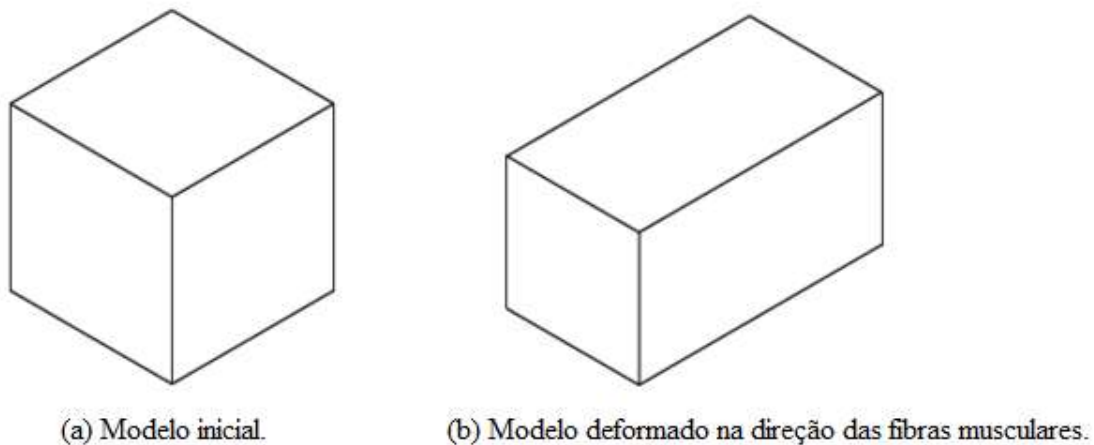


Figura 9.1: Modelo de elementos finitos utilizado para obtenção dos parâmetros materiais.

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

Os parâmetros que resultaram numa boa concordância com os dados experimentais foram os seguintes: $c = 1.85 \times 10^{-2} N/mm^2$, $b = 1.173$, $A = 2.80 \times 10^{-2} N/mm^2$ e $a = 0.6215$.

Para o parâmetro D , relacionado com a condição de penalidade (180) que garante a condição de incompressibilidade, foi utilizado o valor $D = 1 \times 10^{-4} mm^2/N$.

O parâmetro T^M_0 para a tensão máxima produzida pelo músculo para um comprimento em descanso, foi adaptado o valor $T^M_0 = 0.682 Pa$, de acordo com os valores propostos na literatura.

9.2. Software e hardware utilizados

Para realizar as simulações numéricas, foi utilizado o software generalista ABAQUS. A livraria de materiais do ABAQUS, apesar de apresentar uma variada gama de materiais, não é muito útil no que concerne à modelação mecânica de tecidos moles humanos, com a possível exceção de alguns casos particulares mais simples. No entanto, o ABAQUS contém uma rotina definida pelo utilizador (UMAT) na qual podem ser introduzidos novos comportamentos materiais, permitindo ao ABAQUS executar simulações numéricas com os mais diversos e complexos modelos constitutivos, tal como o modelo hiperelástico, transversalmente isotrópico, proposto neste trabalho.

Na UMAT, dado o gradiente de deformação, o utilizador tem de definir o tensor das tensões de Cauchy σ e a matriz Jacobiana para o modelo constitutivo. Uma vez que o ABAQUS / Standard é utilizado normalmente com um esquema de integração implícito, a definição exata da matriz Jacobiana consistente deverá de ser utilizada para garantir uma convergência rápida, o que é particularmente importante se o material permite alterações de volume e as não linearidades geométricas são tidas em conta.

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

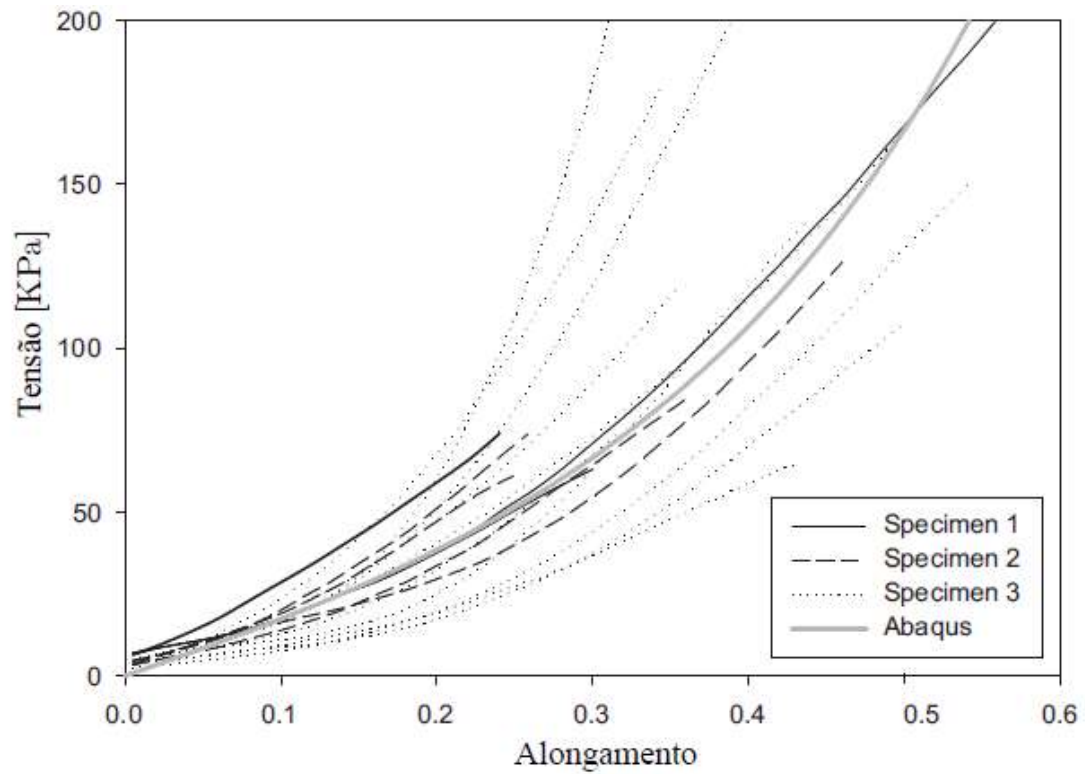


Figura 9.2: Resultados experimentais obtidos por Janda [55] e resultados numéricos obtidos para o alongamento passivo de um cubo na direção das fibras musculares

9. Modelo constitutivo para os músculos do pavimento pélvico

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em apresentação occipito-anterior

O trabalho de parto pode-se definir como sendo uma sequência de fenómenos que tem como finalidade expulsar o feto, placenta e membranas para o exterior da cavidade uterina através do canal de parto.

Segundo alguns autores o processo do trabalho de parto divide-se em quatro estádios. O primeiro é considerado o mais longo e inicia-se com o estabelecimento de contrações uterinas regulares e termina com a dilatação completa do colo. O segundo estágio inicia-se com a dilatação completa do colo e termina com o nascimento do feto. O terceiro decorre entre o nascimento do feto e a expulsão da placenta, e o quarto período ocorre nas duas horas subsequentes à expulsão da placenta, é considerado o período de início de restabelecimento do equilíbrio homeostático [58].

As simulações numéricas que se apresentam neste trabalho incidem particularmente no segundo estágio do trabalho de parto, denominado de fase de expulsão. É neste período que as forças criadas pelo trabalho de parto permitem a progressão do feto através do canal de parto, e com a ajuda da ventosa o seu nascimento.

Verifica-se um aumento da pressão intra-abdominal neste momento do trabalho de parto, resultante das contrações do músculo uterino e das contrações voluntárias dos músculos abdominais.

Tomando em conta a forma irregular do canal do parto e as dimensões relativamente grandes de uma cabeça fetal no final do tempo de gestação, torna-se evidente que alguns diâmetros da cabeça fetal não conseguem passar pela pelve. Desta forma, para que um parto seja possível é necessário um processo de adaptação e acomodação das zonas adequadas da cabeça do feto aos diversos segmentos da pélvis. O conjunto de movimentos que a apresentação fetal vai tomando durante o parto é conhecido por mecanismos do parto. Grande parte das alterações posicionais que compõem os mecanismos do trabalho de parto devem-se a movimentos de torção e flexão da cabeça do feto, através dos quais esta se adapta ao tamanho e à forma da pelve materna.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

Esta combinação de movimentos adotados pelo feto verifica-se de forma sequencial e alguns deles em simultâneo. Estes movimentos são denominados de movimentos cardinais que se desenrolam durante os mecanismos de parto, que para uma apresentação cefálica, são respetivamente: encravamento, descida, flexão, rotação interna, extensão, rotação externa e expulsão.

A configuração e dimensões da pelve, o tamanho do feto e a força das contrações ditam a evolução do trabalho de parto. Em essência, o parto progride ao longo da linha de menor resistência, isto é, pela adaptação do menor diâmetro possível da cabeça fetal ao diâmetro e formas mais favoráveis do canal do parto.

Designa-se de apresentação de vértice sempre que a cabeça do feto se encontra posicionada para sair em primeiro lugar, antes do resto do corpo. Quando não é a cabeça que se encontra em posição para sair primeiro, apresentando-se de nádegas, ou espádua (ombro), diz-se que o feto se encontra em má apresentação.

Quando o feto se encontra em apresentação cefálica, ou de vértice, a pequena fontanela ou occiput é o ponto de referência obstétrico. Durante um parto normal, a cabeça do feto vai rodar, para que o feto fica a olhar para as costas da mãe e para cima (Figura 10.2). Quando tal não acontece, diz-se que o feto se encontra em má posição, o que pode levar a um parto mais difícil. Anormalidades na posição, apresentação, atitude ou situação são conhecidas coletivamente como má apresentações constituindo coletivamente a causa mais comum de distócia fetal (evolução anormalmente lenta do trabalho de parto), ocorrendo em aproximadamente 5% de todos os partos [58].

O problema que aqui se apresenta está a ser intensamente estudado, sendo por isso possível encontrar na literatura alguns trabalhos que lidam com este problema [47, 49], no entanto, para o meu conhecimento, o trabalho apresentado aqui é o único que utiliza modelos realistas para o corpo do feto, pavimento pélvico e ventosa.

Neste trabalho foi realizada uma simulação de um parto vaginal instrumentado com ventosa. Na Secção 10.1 mostra-se as Fases da simulação do parto assistido por ventosa. Na Secção 10.2 mostra-se a Simulação numérica do efeito da ventosa no feto, em que o feto se encontra na apresentação e posição mais comum, ou apresentação occipito-

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

anterior e por fim Secção 10.3 mostra-se a evolução das deformações e tensões do pavimento pélvico durante a simulação do parto assistido.

10.1-Fases da simulação do parto assistido por ventosa

O trabalho desenvolvido nesta dissertação foi dividido em 2 etapas. Na primeira etapa os movimentos do feto são controlado na sua totalidade. Os movimentos do feto em apresentação occipito-anterior, foram definidos de forma a apresentar um maior diâmetro do canal do parto e um menor diâmetro possível da cabeça fetal, durante a descida do feto. Utilizando este processo para otimizar o movimento do parto, os movimentos obtidos para o feto vão corresponder aos movimentos cardinais normais do feto. A Figura 10.2 A e B mostram a evolução dos movimentos do feto ao longo da simulação na primeira etapa.

Deste modo, a primeira etapa consiste nos primeiros mecanismos do parto em apresentação de vértice, sendo desenvolvido da seguinte forma:

- Encravamento da apresentação;
- Descida da apresentação através do canal do parto;
- Flexão do polo cefálico de forma a apresentar o menor diâmetro possível da cabeça fetal ao canal do parto;
- Metade da extensão da cabeça fetal.

Na segunda etapa da simulação simulou-se um parto assistido auxiliado por uma ventosa. Deste modo, foi adicionada a malha de elementos finitos da ventosa ao modelo do parto. Para se estabelecer a união entre o modelo da ventosa e o feto foi utilizado o comando TIE. A partir deste momento, a ventosa passou a controlar o movimento do feto. A ventosa serviu deste modo para ajudar a concluir os restantes fases dos mecanismos do parto, que foram:

- A segunda parte da extensão da cabeça fetal até que esta atinge o plano da vulva;
- Rotação externa da cabeça fetal;
- Expulsão.

A colocação da ventosa no feto depende da identificação do ponto de flexão na cabeça fetal. Quando o diâmetro mento-vertical aponta para baixo, a cabeça fetal está em completa flexão. O ponto de flexão situa-se sobre a linha da sutura sagital, aproximadamente a 6 cm da fontanela anterior e a 3 cm da fontanela posterior. Portanto

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

a ventosa deve ser aplicada 3 cm à frente da fontanela posterior, ficando o centro da cúpula sobreposto ao ponto de flexão, e sua borda sobre a fontanela posterior. Nessa situação, reúnem-se as condições adequadas para uma tração correta e exteriorização fetal.

Na ventosa foi aplicada uma força normal que faz descer o feto através do canal do parto, até que o médico consiga retirar o feto com as suas próprias mãos. Essa força normal vai ser aplicada ao nó de referência da ventosa, considerada como sendo um corpo rígido. Deste modo, consegue-se analisar o comportamento do modelo quando solicitado pela ventosa e força aplicada.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

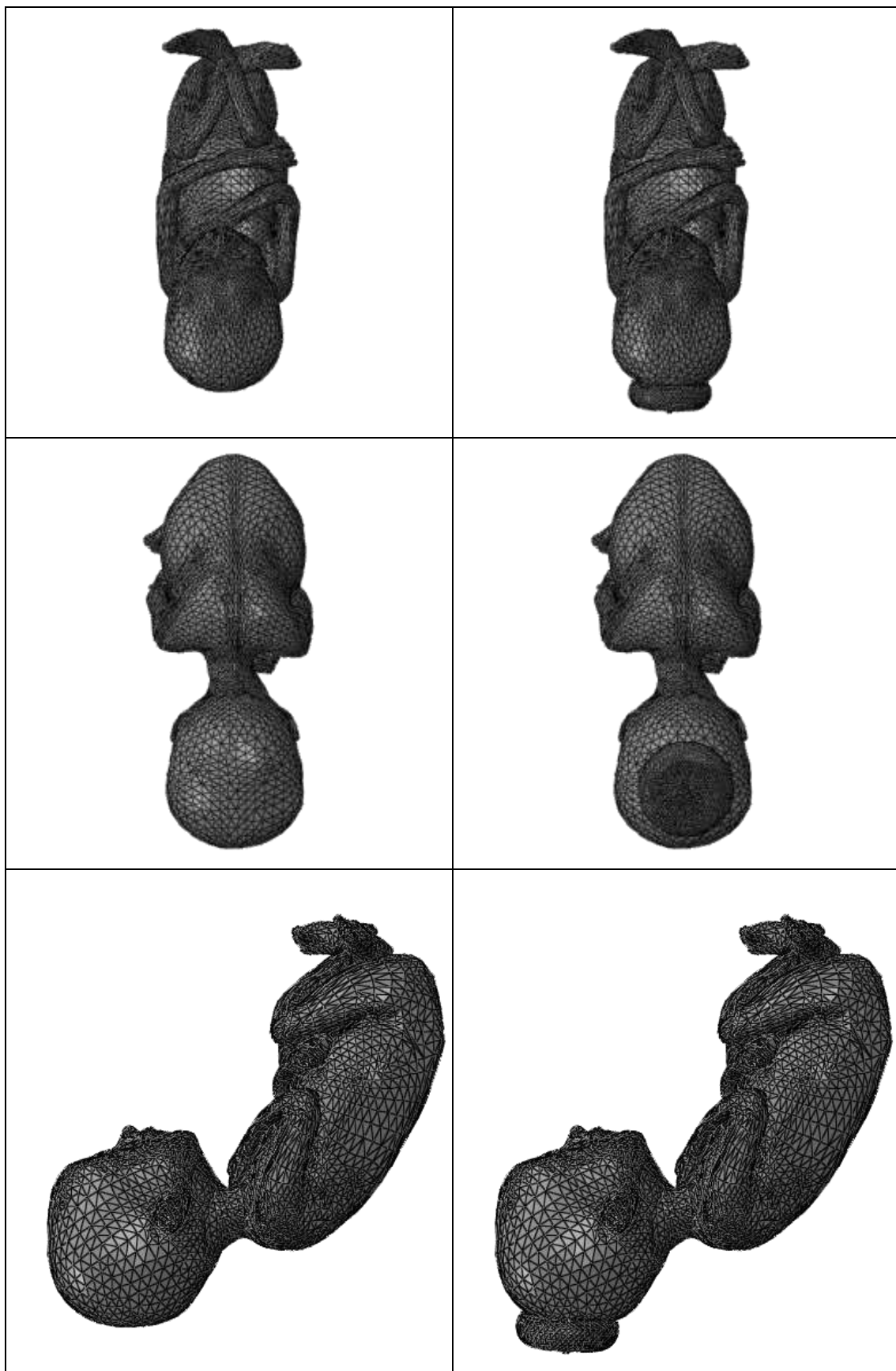


Figura 10.1: Esquerda- sem ventosa, Direita- ventosa no local desejado.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

10.2-Simulação numérica do efeito da ventosa no feto

Tabela 10.1: Movimentos do feto por etapas.

Etapas	Figura 10.1	Movimentos do feto no trabalho de parto
1	A	Posição inicial do feto, que corresponde ao encravamento da apresentação
	B	Posição do feto após a rotação interna
2	C	Início da descida do feto no canal do parto com auxílio da ventosa
	D até H	Descida do feto na vertical
	I	Expulsão do feto

Controlar os movimentos do feto através da ventosa mostrou ser um procedimento versátil, permitindo testar diferentes movimentos para o feto. A simulação termina após o movimento cardinal de extensão da cabeça fetal.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

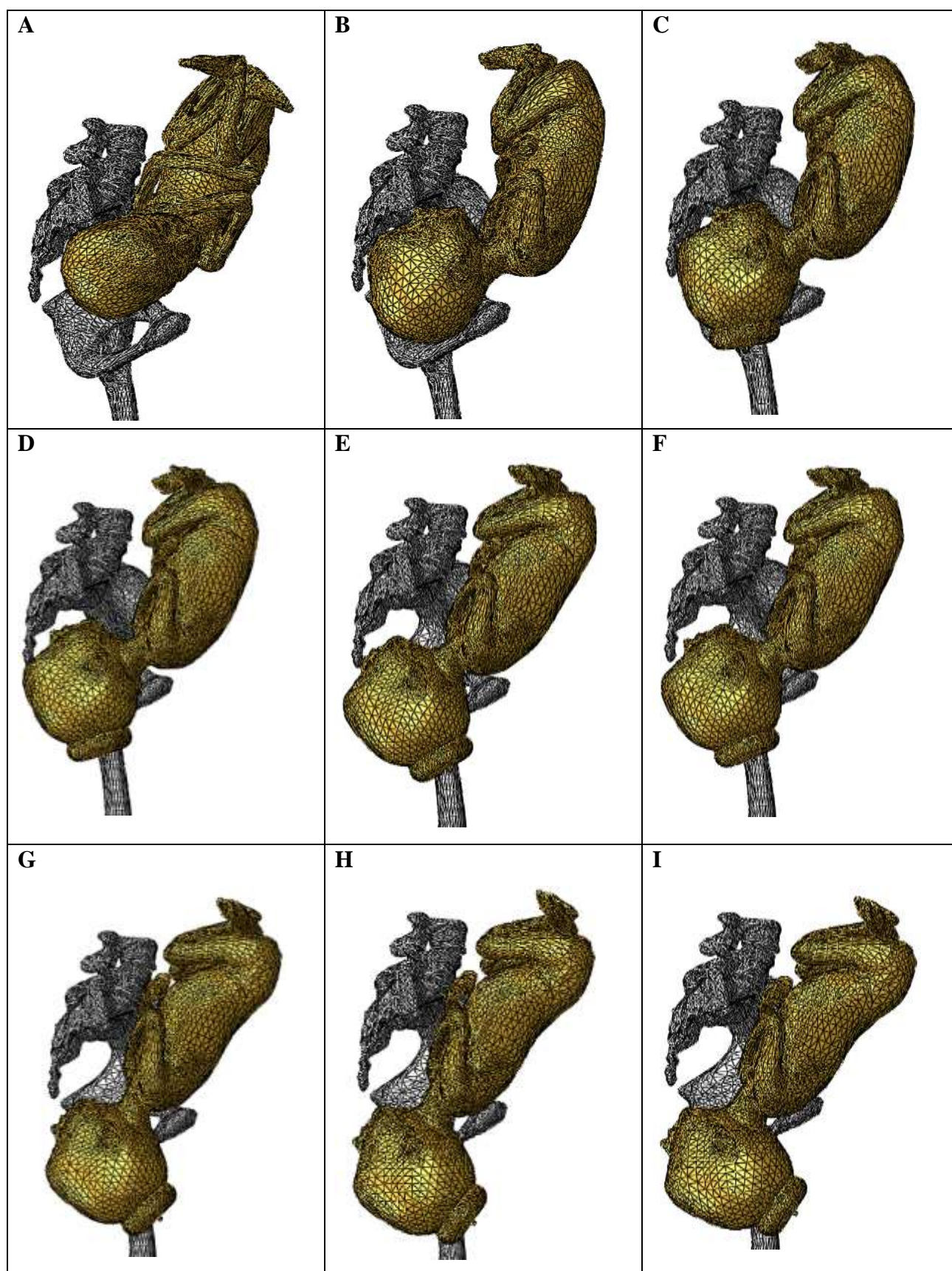


Figura 10.2: Movimentos do feto em apresentação occipito-anterior.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

As figuras seguintes 10.3,10.4 e 10.5 mostram a evolução da componente horizontal, vertical e magnitude da força aplicada na ventosa durante a simulação.

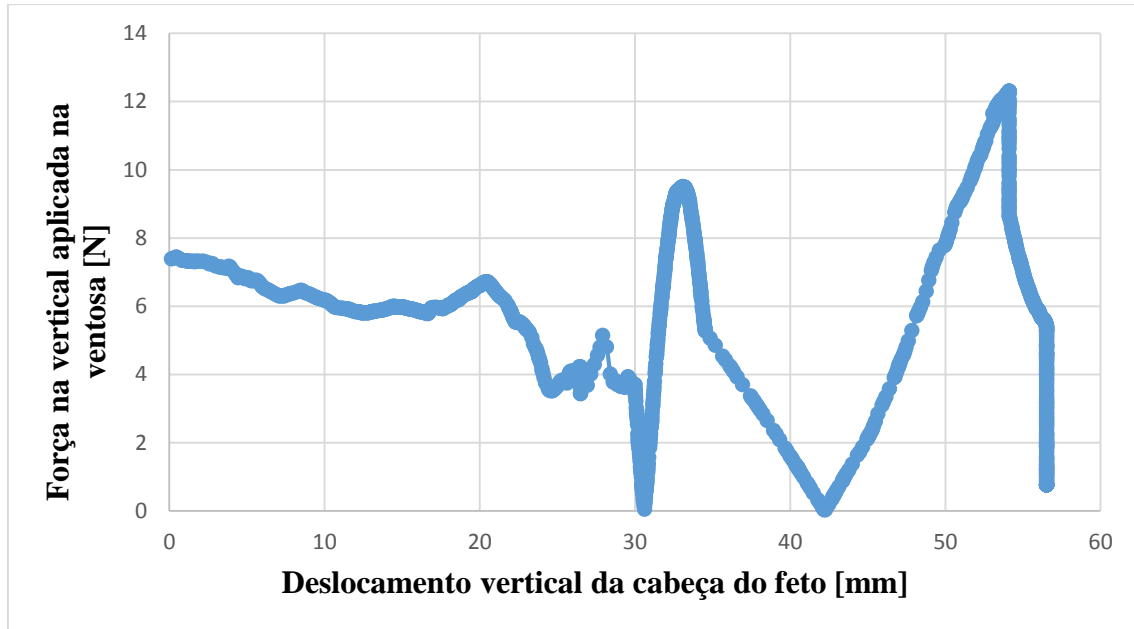


Figura 10.3: Evolução da componente vertical da força aplicada na ventosa.

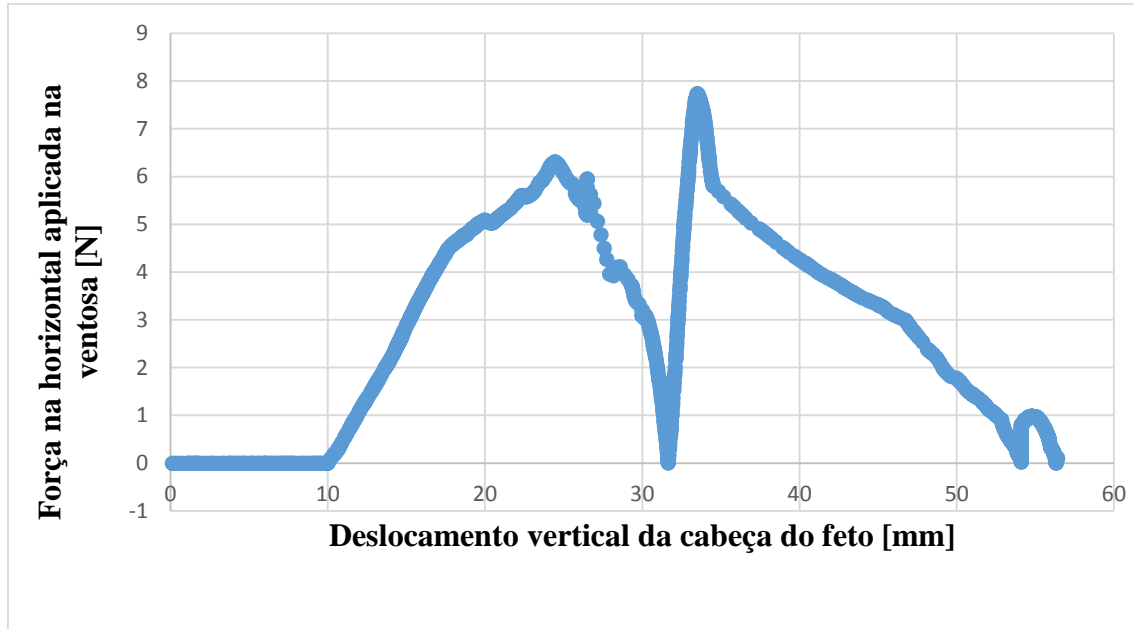


Figura 10.4: Evolução da componente horizontal da força aplicada na ventosa.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

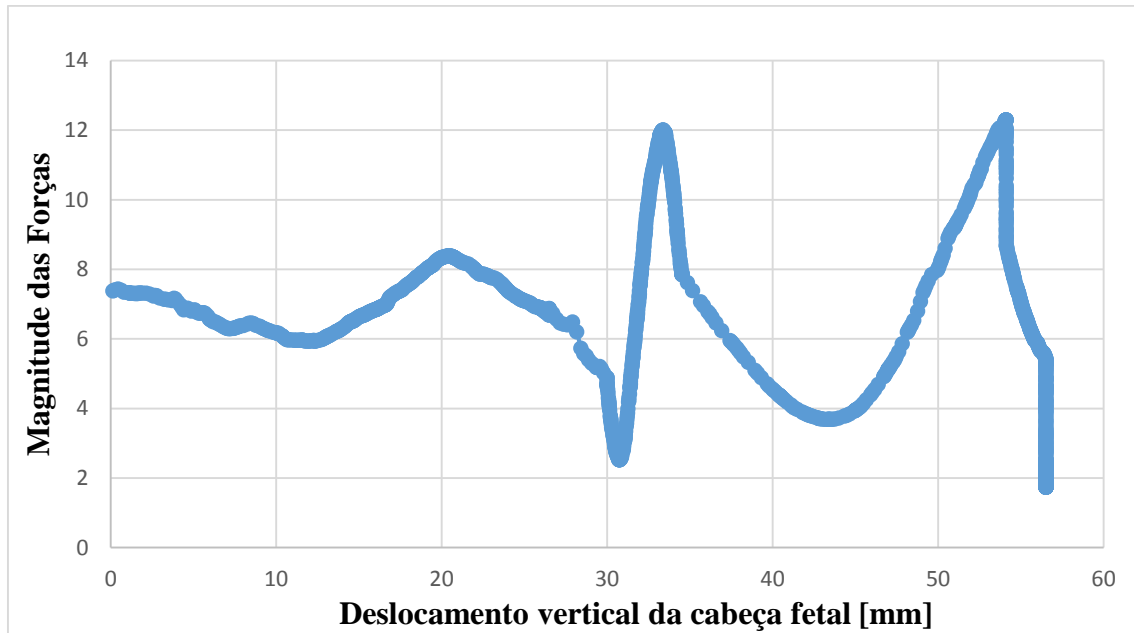


Figura 10.5: Evolução da magnitude da força aplicada na ventosa.

Como se pode verificar nas figuras anteriores, figuras 10.3 e 10.4, a componente vertical da força aplicada à ventosa foi a mais elevada, tal como seria de esperar. Pode se verificar no gráfico da figura 10.5 que o valor máximo obtido para a magnitude da força foi aproximadamente 12,3 N, para um deslocamento vertical da cabeça fetal de aproximadamente 54 mm.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

A figura 10.6, mostra-nos o campo de deformações logarítmicas que a ventosa provoca na cabeça fetal para o deslocamento vertical de 40 mm.

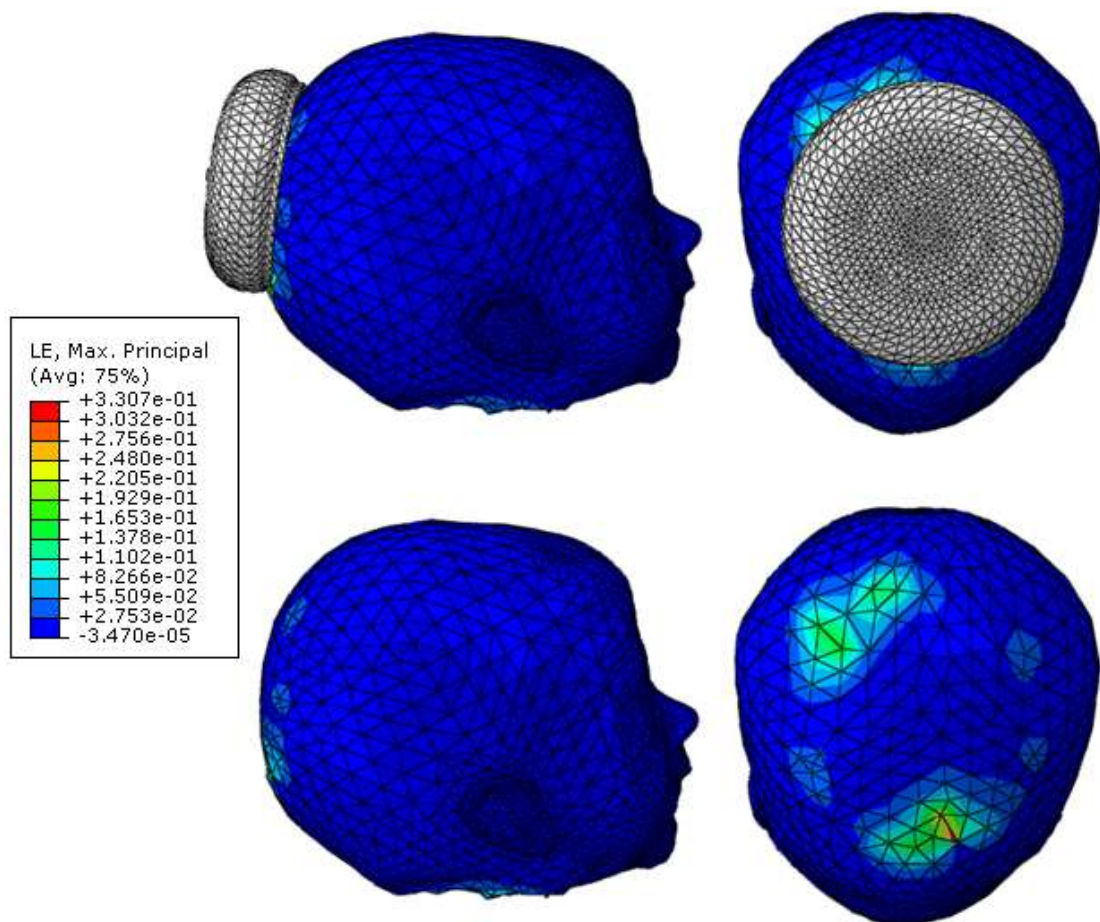


Figura 10.6: Campo de deformações logarítmicas que a ventosa provoca na cabeça fetal.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

A figura 10.7, mostra-nos o campo de Tensões principais que a ventosa provoca na cabeça fetal para o deslocamento vertical de 40 mm.

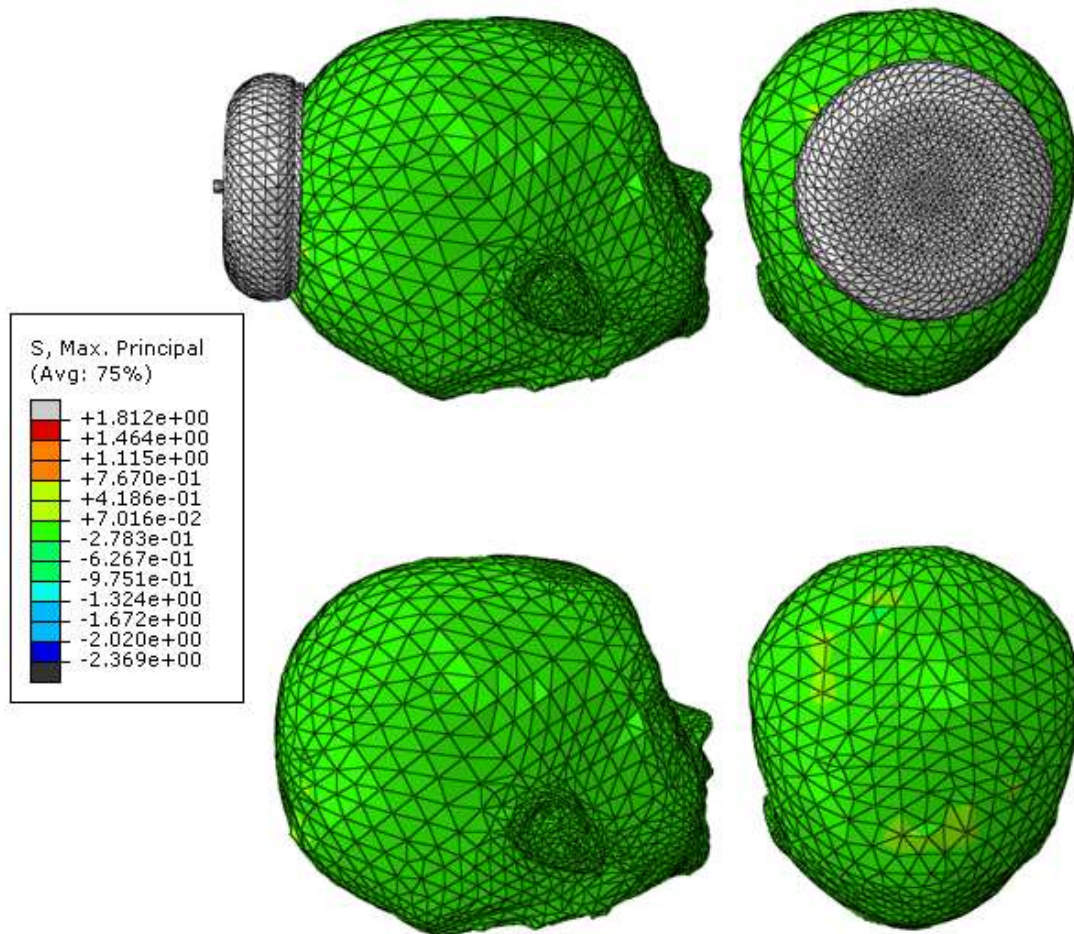


Figura 10.7: Campo de Tensões principais máximas que a ventosa provoca na cabeça fetal.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

A figura 10.8, mostra-nos o campo de deformações logarítmicas que a ventosa provoca no crânio fetal para o deslocamento vertical de 40 mm.

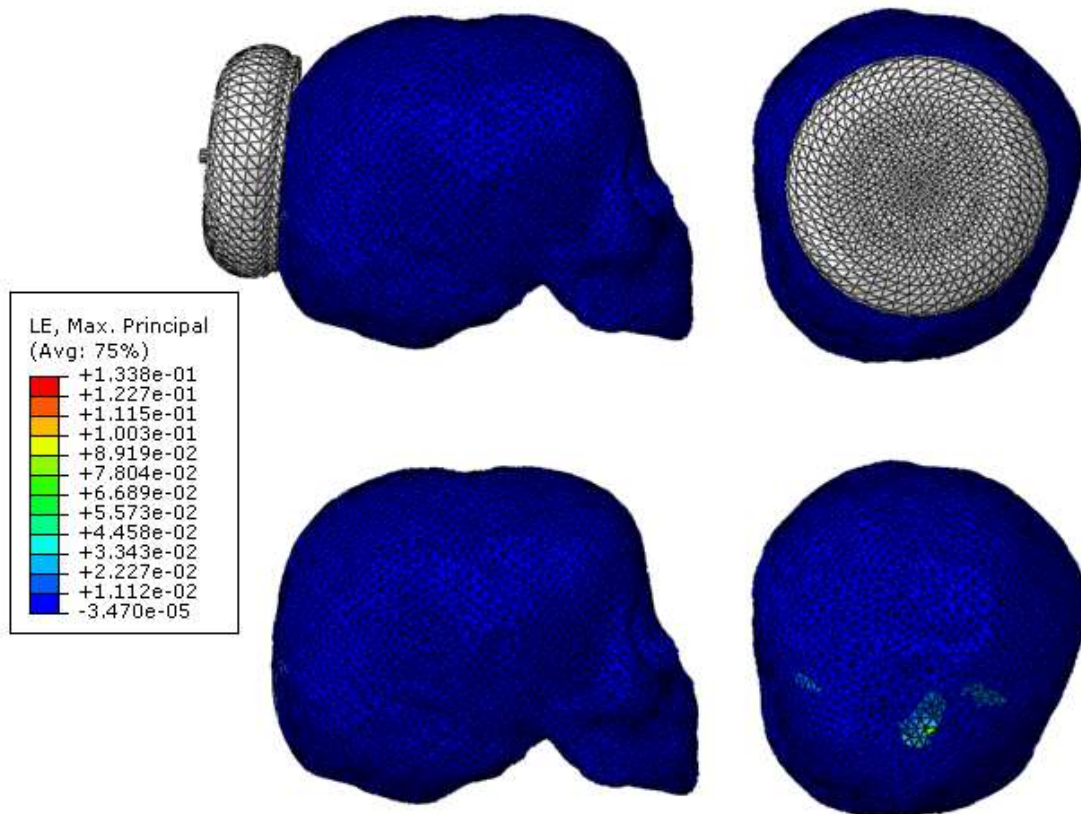


Figura 10.8: Campo de deformações logarítmicas que a ventosa provoca no crânio fetal.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

A figura 10.9, mostra-nos o campo de Tensões principais que a ventosa provoca no crânio fetal para o deslocamento vertical de 40 mm.

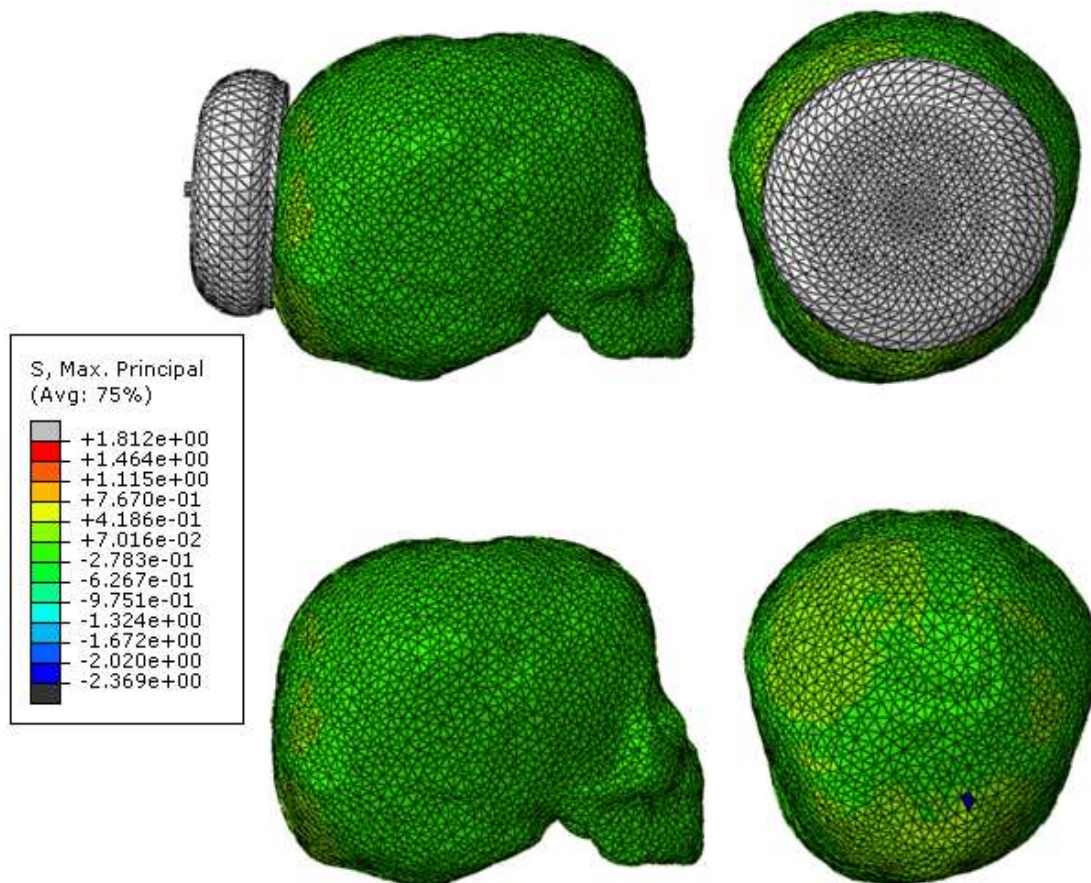


Figura 10.9: Campo de Tensões principais máximas que a ventosa provoca no crânio fetal.

Das figuras anterior verificou-se que a zona onde a ventosa esta acoplada a cabeça fetal é onde o campo de Tensões principais máximas e a o campo de deformações logarítmicas apresentam os seus valores mais elevados.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

10.3-Evolução das deformações e tensões do pavimento pélvico durante a simulação do parto assistido

Neste capítulo foi possível verificar a evolução das deformações e tensões do pavimento pélvico durante a simulação do parto assistido. Para isso foi definida ao longo do pavimento pélvico uma curva, designada por Level 1. A Figura 10.10 mostra a posição da Level 1.

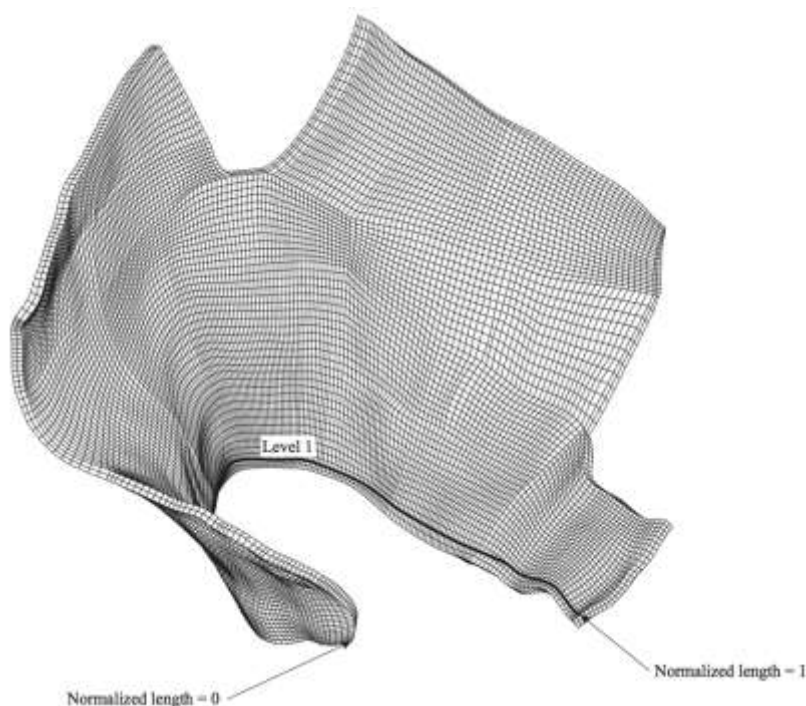


Figura 10.10: Pavimento pélvico no Level 1.

No Level 1 do pavimento pélvico, torna-se possível definir outra medida de deformação, o alongamento. O alongamento é definido como a relação entre o comprimento atual e o comprimento original de um determinado tecido, musculo, etc.

Medindo o comprimento do Level 1 durante a simulação numérica e sabendo o seu comprimento inicial, é possível obter a evolução do alongamento ao longo do parto. O comprimento inicial do Level 1 estão apresentados na tabela 10.2.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

Tabela 10.2: Comprimento inicial no Level 1.

Level	Comprimento inicial [mm]
1	180.621

O Level 1 foi definido tendo em atenção a posição dos diferentes músculos do pavimento pélvico, em cima do músculo elevador do ânus e do músculo pubococcígeo.

A Figura 10.11 mostra a evolução do alongamento obtido para o pavimento pélvico, no Level 1, ao longo da descida do feto. O alongamento foi obtido dividindo o comprimento atual do Level 1 pelo seu comprimento inicial.

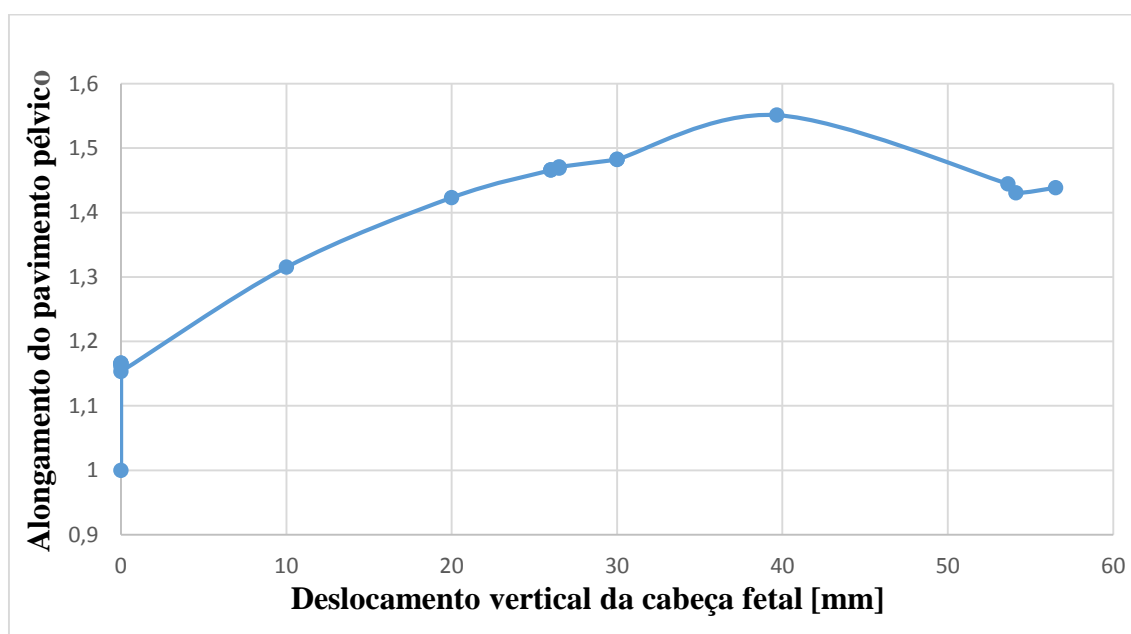


Figura 10.11: Evolução do valor de alongamento obtido durante a simulação, para o Level 1.

O valor máximo obtido para o alongamento do pavimento pélvico foi de aproximadamente 1.550, para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 40 mm. Este alongamento máximo ocorre durante o movimento cardinal de extensão da cabeça fetal.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

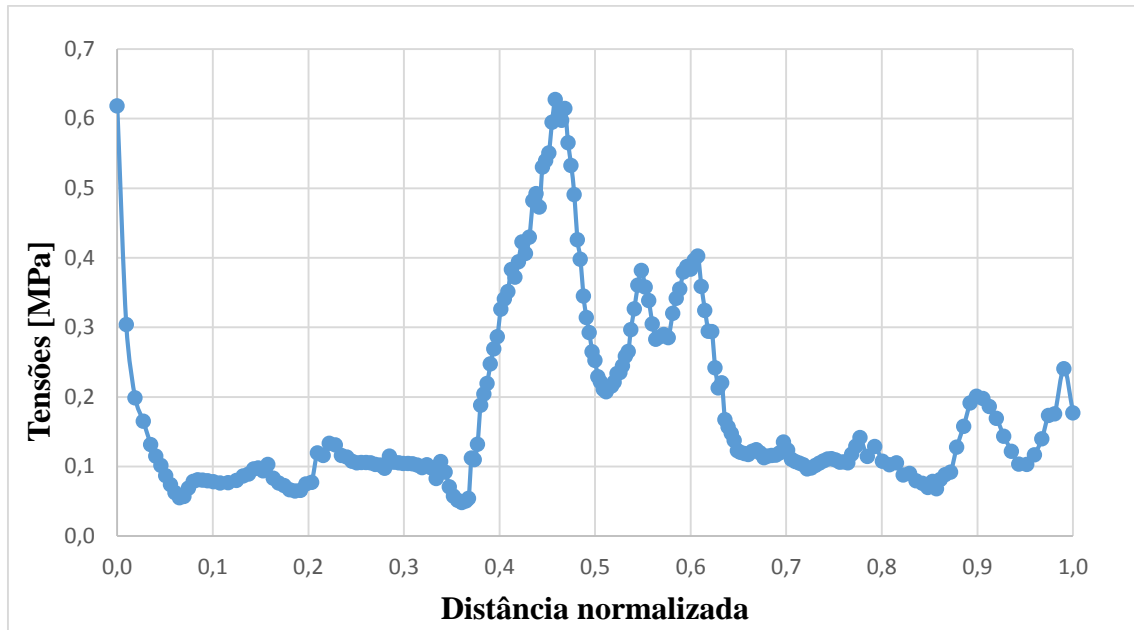


Figura 10.12: Tensões máximas aplicadas no pavimento pélvico.

Como podemos verificar na figura 10.12, as tensões máximas foram mais elevadas no início e a meio da distância normalizada nomeadamente em 0 e 0.5, estes pontos correspondem aos pontos de amarração do pavimento pélvico a estrutura óssea e ao ponto intermedio do músculo levantador do ânus. Estes pontos estão normalmente associados com lesões ocorridas durante o parto.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

Na figura 10.13 mostra se o deslocamento máximo do pavimento pélvico ao longo da curva Level 1.

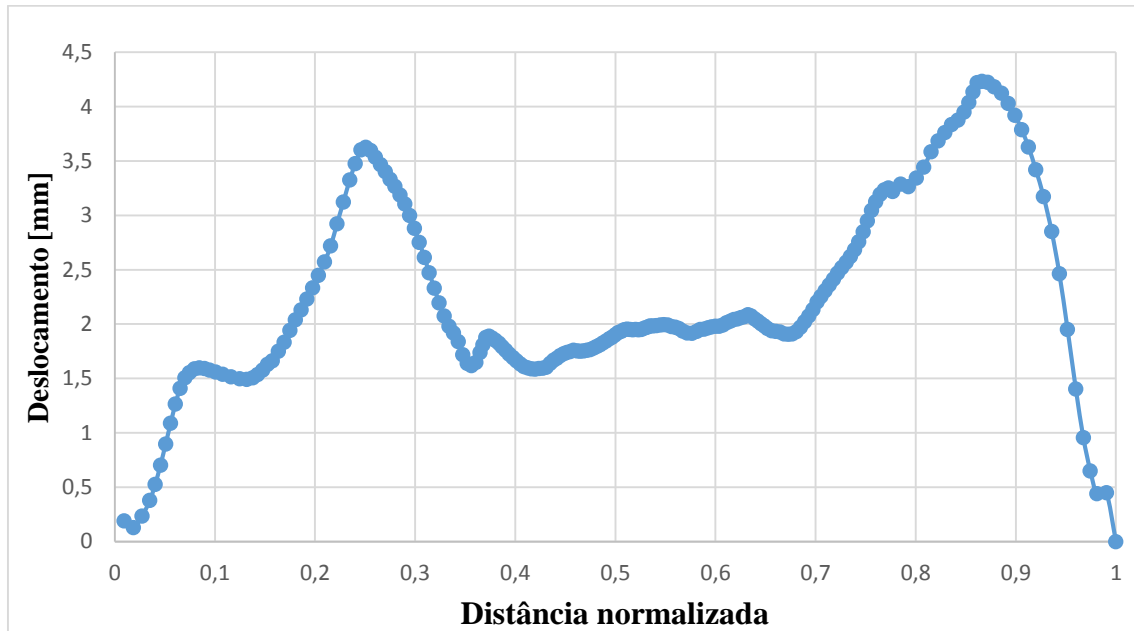


Figura 10.13: Deslocamento máximo do pavimento pélvico ao longo da curva Level 1.

Podemos verificar no gráfico da figura 10.13 , que houve dois picos de deslocamento máximo ao longo da distância normalizada, o primeiro 3.598 mm e um segundo e mais alto de 4.224 mm.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

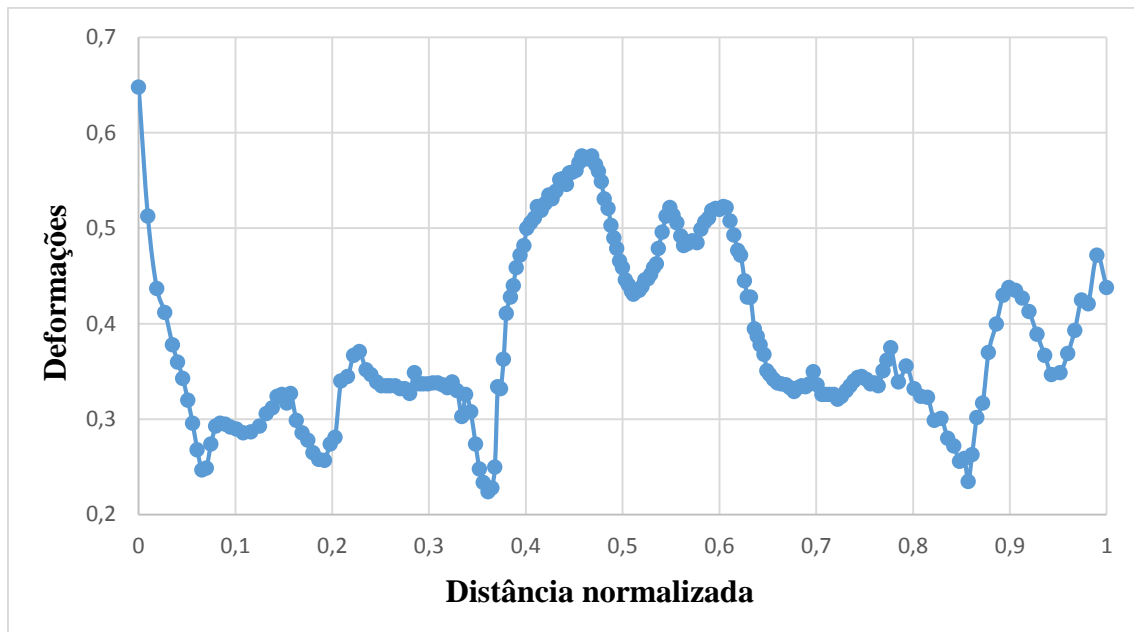


Figura 10.14: Deformação máxima do pavimento pélvico ao longo da curva Level 1.

Na figura 10.14 mostra se a deformação máximo do pavimento pélvico ao longo da curva Level 1, onde novamente verificamos que as deformações máximas foram mais elevadas no início e a meio da distância normalizada nomeadamente em 0 e 0.472.

O valor máximo de deformação foi obtido na zona de fixação do músculo levantador do ânus à estrutura óssea. Esta zona é reconhecida como zona onde acontece muitas lesões no trabalho de parto.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

Nas Figuras 10.15, 10.16, 10.17 mostra a distribuição da tensão principal máxima para o parto instrumentado para diferentes deslocamentos verticais.



Figura 10.15: Distribuição da Tensão Principal Máxima [MPa], para um deslocamento vertical do feto no início do parto instrumentado.

Como podemos verificar no início do parto instrumentado a tensão principal máxima foi de 0.4245 MPa.

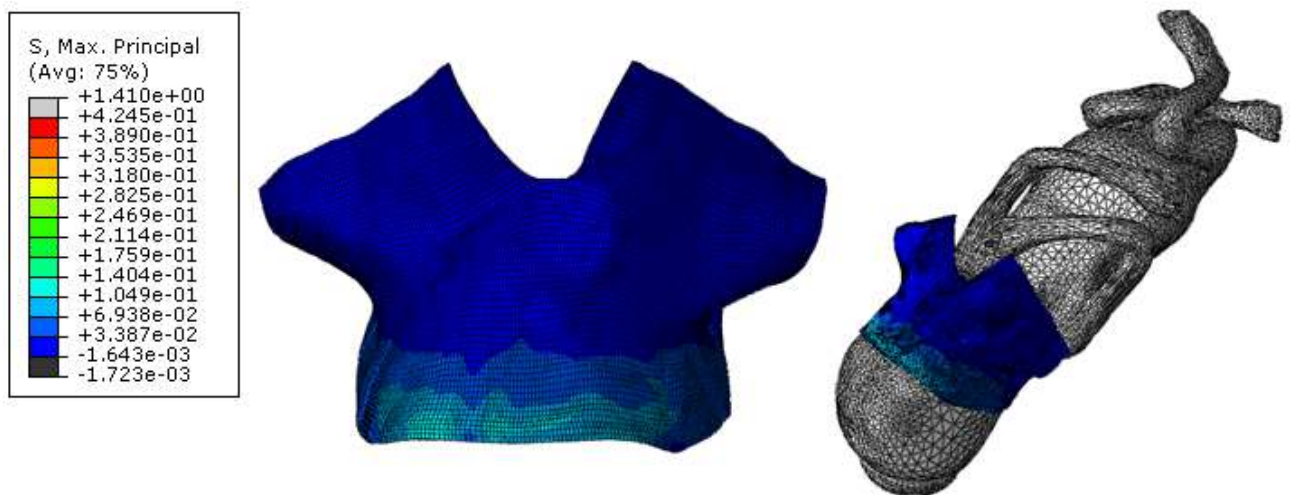


Figura 10.16: Distribuição da Tensão Principal Máxima [MPa], para um deslocamento vertical do feto de 40 mm do parto instrumentado.

Para um deslocamento vertical de 40 mm do parto instrumentado a tensão principal máxima foi de 1.410 MPa.

10. Simulação numérica de um parto instrumentado em posição de vértice

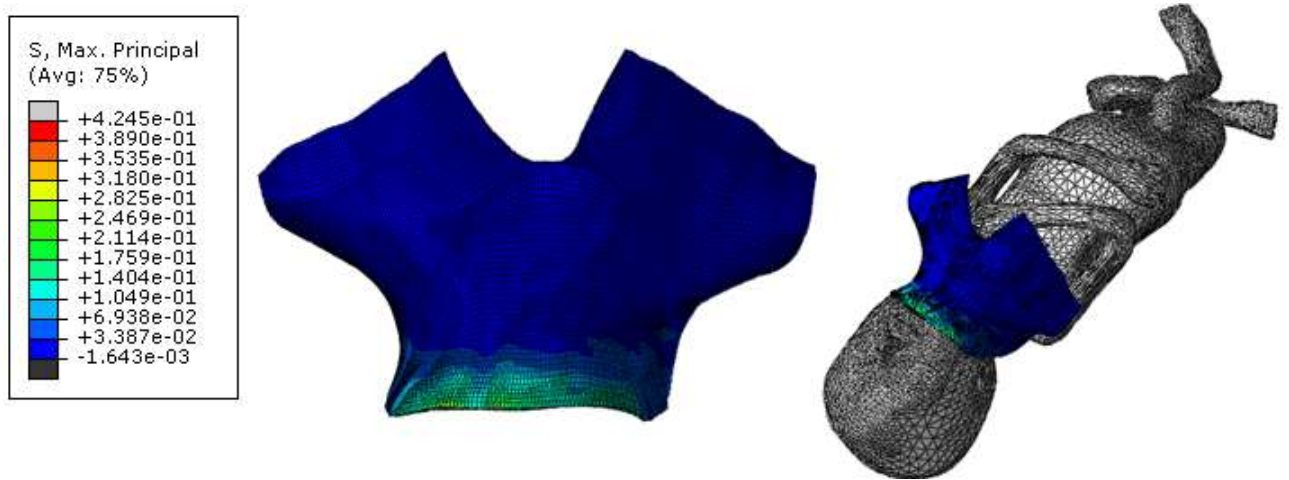


Figura 10.17: Distribuição da Tensão Principal Máxima [MPa], para um deslocamento vertical do feto no fim do parto instrumentado.

No fim do parto instrumentado a tensão principal máxima foi de 0.425 MPa.

11. Conclusões

Investigações sobre os mecanismos responsáveis pelo dano em músculos, utilizando músculos de rato, obtiveram para o valor máximo de alongamento um valor de 1.5, para o qual os músculos começam a apresentar deterioração das suas propriedades [57, 58].

O alongamento máximo de 1.55 mm obtido para este trabalho para o parto instrumento em apresentação occipito-anterior, é superior ao valor máximo de 1.5, para o qual os músculos começam a apresentar danos permanentes. Se a extensão excessiva das fibras musculares, acima de um valor admissível pode causar lesão, podemos concluir que existe um risco para os músculos do pavimento pélvico durante o parto. A tensão principal máxima obtida foi 1.41 MPa para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 39.668 mm.

Durante um parto vaginal, o músculo elevador do ânus e em particular o músculo pubococcígeo são os músculos que se encontram sujeitos aos valores mais elevados de deformação e alongamento. Estes músculos são os que tem um risco mais elevado de sofrerem lesões durante o parto. O valor obtidos neste trabalho para o alongamento do músculo do pavimento pélvico são inferiores aos obtidos num trabalho similar, realizado por Lien et al. [57, 59]. O valor máximo de alongamento obtido por Lien et al. foi de 2.73 para o músculo iliococcígeo e 2.73 para o músculo pubococcígeo. Esta diferença verificada para o valor do alongamento podem ser justificado pelo facto de no seu trabalho, Lien et al. considerar uma esfera para representar a cabeça fetal, o que poderá ter induzido alongamento mais elevado no pavimento pélvico. A diferença verificada no resultado obtido, claramente mostra a importância de se considerar modelos anatomicamente realistas para o feto, tal como utilizado no presente trabalho.

Durante o parto instrumentado, a ventosa exerceu na cabeça fetal uma força de tração, provocando um deslocamento vertical do feto, em apresentação occipito-anterior.

11. Conclusões

A força máxima, tensão principal máxima e a deformação logarítmica máxima exercida pela ventosa na cabeça fetal foram de 12.3 N, 1.812 MPa e 0.216, respetivamente, para um deslocamento vertical da cabeça fetal de 40 mm.

O problema estudado aqui é muito complexo, e qualquer metodologia utilizada será propensa a ter limitações e criticismo. De forma a interpretar corretamente os dados obtidos, é necessário considerar as limitações envolvidas.

Em relação aos dados utilizados (nomeadamente geométricos e relacionados com os materiais), recolhidos de um cadáver de uma mulher de 72 anos, podem ser colocadas dúvidas em relação à falta de informação sobre a existência ou não de alguma gravidez e parto.

Foi assumido que o alongamento era uniforme ao longo das curvas consideradas, o que não é verdade, pois pode variar localmente ao longo do músculo e transversalmente ao músculo, especialmente se a espessura variar, levando a obtenção de valores conservativos para as deformações. Os efeitos da dependência ao longo do tempo, das propriedades mecânicas, não foram considerados. Apesar de estes efeitos poderem afetar as tensões obtidas [57], eles não irão afetar os resultados obtidos em relação às deformações.

Durante as últimas semanas de gravidez, o pavimento pélvico passa por diversas modificações de forma a facilitar o parto, o que pode reduzir as deformações máximas. Estas modificações não foram consideradas neste estudo [56].

Durante o parto, a cabeça fetal muda de configuração, de forma a reduzir o volume do crânio e facilitar a passagem pelo canal do parto [52]. O osso occipital desloca-se por debaixo dos dois ossos parietais, durante o parto, reduzindo o tamanho da fontanela posterior. Este efeito não foi considerado neste estudo.

Um grande número de variáveis, tais como variações na forma dos osso pélvicos, cabeça fetal, modificações da cabeça fetal, tipos de episiotomias, orientação da apresentação, etc. podem afetar os valores máximos de alongamento, afetando desta forma os resultados finais.

À medida que a investigação progredir, os clínicos irão eventualmente passar de uma avaliação do paciente, baseada nos seus sintomas, para uma avaliação baseada nos danos que o pavimento pélvico dessa pessoa apresenta, transformando radicalmente não só a

11. Conclusões

investigação clínica como os cuidados médicos. Uma maior precisão na definição das disfunções do pavimento pélvico irá revolucionar a capacidade de definir e implementar um tratamento apropriado, assim como realizar investigação clínica de uma forma focalizada no problema.

O modelo computacional apresentado neste trabalho é um primeiro passo para se compreender a forma como os fatores obstétricos podem influenciar o risco de lesões para a mãe e para o feto, durante um parto assistido por ventosa. A utilização de modelos numéricos precisos da cavidade pélvica da mulher, do feto, e dos mecanismos de auxílio ao parto, irão, no futuro, fornecer ferramentas para simular, de uma forma realista, o trabalho de parto assistido.

11. Conclusões

12. Referências e Bibliografia

1. Fung, Y. e Tong, P. (2001), Classic and computational solid mechanics, *World Scientific*.
2. Zienkiewicz, O. e Taylor, R. (2005), The finite element method for solid and structural mechanics, 6^oed. *Elsevier*.
3. Fernando Freitas (2011), Rotinas em obstetrícia, 6^oed. *Porto Alegre :Artmed*.
4. CHENG, Y e CAUGHEY, A.B. (2007), normal labor and delivery. In: CUNNINGHAM, F. G. et al. Williams obstetrics, 22^oed. *New York: MacGraw-Hill*, p.695-710.
5. ARCHIE, C. L. (2007), The Course & Conduct of Normal Labor & Delivery. In: DECHERNEY, A. H. et al, Current diagnosis & treatment obstetrics & gynecology. 22^oed. *New York: McGraw-Hill*.
6. BISWAS, M. K; CRAIGO, S. D. (1994), The course and conduct of normal labor and delivery. In: DECHERNEY, A. H; PERNOLL. M. L. Current obstetric & gynecologic, diagnosis & treatment, *New Jersey: Prentice Hall International Inc*, p.202-227.
7. Bobak, Lowdermilk, Jensen (199) , Enfermagem na Maternidade, 4^oed. *LusoCiências*, p.216-229.
8. Jorge de Rezende (2005), Obstetrícia Fundamental, 10^oed. *GUANABARA KOOGAN*, p.328-336.
9. STRONGE, J M. (1994), Strategies for reducing the caesarean section rate. In: POPKING, D. R; PEDDLE, L. J. Women' health today, *New York: The Parthenon*, P.55-58.
10. ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (1996), Assistência ao parto normal: um guia prático, *Genebra*.
11. AMERICAN COLLEGE OF OBSTETRICIANS AND GYNECOLOGISTS. ACOG (2003), practice bulletin clinical management guidelines for obstetrician-gynecologists n. 49: dystocia and augmentation of labor, *Obstet. Gynecol*, v.102, n^o 6, p. 1445-1454.
12. CARVALHO, R. L. et al (2006), Parto disfuncional. In: FREITAS, F. et al. Rotinas em obstetrícia, 5^o ed. *Porto Alegre: Artmed*, Cap. 24, p. 302-305.
13. SATIN, A. J. (2009), Abnormal labor: protraction and arrest disorders. 01 de mai.

12. Referências e Bibliografia

14. AMERICAN COLLEGE OF OBSTETRICIANS AND GYNECOLOGISTS
ACOG (1996), technical bulletin nº218:dystocia and the augmentation of labor. *Int. J. Obstet. Gynecol*, nº53, p.73-80.
15. FRIEDMAN, E. (1983), Labor: clinical evaluation & management. *New York: Appleton-Century-Crofts*.
16. CARVALHO, R. L. et al (2006), Parto disfuncional. In: FREITAS, F. et al. Rotinas em obstetrícia, 5º ed. *Porto Alegre: Artmed*, Cap. 24, p. 302-305.
17. MONTENEGRO, C. A. B; REZENDE FILHO, J. R. (2008) Distocias do trajeto. Desproporção defalopélvica. Distocia de ombro. In: Rezende: obstetrícia fundamental, *Guanabara-Koogan*, p.430-440.
18. HUNTER, J; ENKIN, M; TUG (1983) the outcome of prolonged labor as defined by partography and the use of oxytocin: a descriptive study. *Am. J. Obstet. Gynecol*, v.145, nº2, p.189-192.
19. PIPER, J. M. et al. (1991), The second stage of labor: factors influencing duration. *Am. J., Obstet. Gynecol*, v.165, n.4, p.976-979.
20. YAMANO, L. DISCINESIAS. PIATO, S. (2009), Complicações em obstetrícia. 1º ed. *Barueri: Manole*, Cap.15, p.279-291.
21. MONTENEGRO, C. A. B; REZENDE FILHO, J. R. (2008), Distocias do trajeto. Desproporção defalopélvica. Distocia de ombro, Em Rezende obstetrícia fundamental, *Guanabara-Koogan*.
22. DAMOS, J. R. et al. (2000), Advanced life support in obstetrics: course syllabus. 4ºed. *Leawood: American Academy of Family Physicians*.
23. SENEAL, J. et al. (2005), Effect of fetal position on second stage duration and labor outcome in nulliparas, *Obstet. Gynecol*, v.105, nº4, p.763-72.
24. PIATO. S. (2009), Distocias fetais e do trajeto, em Complicações em obstetrícia, 1ºed. *Barueri Manole*, Cap.16, p.296-307.
25. GREULICH, B; TARRANT, B.(2007), The latent phase of labor: diagnosis and management, *J. Midwifery Womens Health*, v.52, nº3, p.190-1989.
26. GELBER, S; SCISCIONE, A.(2006), Mechanical methods of cervical ripening and labor induction. *Clinic, Obstet. GYNECOL*, v.49, nº3, p. 642-657.
27. BISWAS, A (2003), Management of previous cesarean section. *Curr. Opin, Obstet. Gynecol*, v.15, nº2, p.123-129.

12. Referências e Bibliografia

28. MARTIN, J.A et al.(2007), Birth: Final data for 2005: national vital statistics reports; *Hyattsville, MD:National Center for Health Statistics*, v.56, nº 6.
29. AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRICS, THE AMERICAN COLLEGE OF OBSTETRICIANS AND GYNECOLOGISTS (2002), Guidelines for perinatal care, 5^{ed}.*Washington, DC*.
30. SULTAN, A. H. et al. (1993), Anal sphincter disruption during vaginal delivery, *N.Engl. J.Med.* v.329, nº26, p.1905-1911.
31. SULTAN, A.H; JOHANSON, R.B; CARTER, J.E. (1998), Occult anal sphincter trauma following randomized fórceps and vacuum delivery. *Int. J. Gynecol.Obstete*, v.61, nº2, p.113-119.
32. Dr^a Ernestina Castel Davis e Dr^a Elvira Xavier (2011), Manual Técnico sobre Assistência ao Parto, ao Recém-nascido e às principais Complicações Obstétricas e Neonatais, *Ministério da saúde Republica de Moçambique*. www.misau.gov.mz
33. R. Courant (1965), Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibration, *Bull. Am. Math. Soc.*, v.49, p.1-23.
34. J.H. Argyris (1965), Matrix displacement analysis of anisotropic shells by triangular elements, *J. Roy. Aero. Soc.*, v.69, pp. 801-805.
35. R.W. Clough (1960), The finite element method in plane stress analysis, *Proc. n^o2 A.S.C.E. Conf. in Electronic Computation*, Pittsburgh.
36. O.C. Zienkiewicz, Y.K. Cheung (1964), The finite element method for analysis of elastic isotropic and anisotropic slabs, *Proc. Inst. Civ. Eng.*, v.28, p. 471-488.
37. A.J.M. Ferreira (2007), Elementos finitos em Matlab.
38. M.A. Crisfield (1986), Finite elements and solution procedures for structural analysis, *Linear analysis*,v.1.
39. ABAQUS (2005), Analyses User's Manual, Version 6.5.
40. P. Wriggers (2002), Computational Contact Mechanics, *John Wiley & sons, Ltd., Germany*.
41. R.P.R. Cardoso (1998), Desenvolvimento de modelos para regeneração adaptativa e contacto em processo de enformação plástica, *Porto*.
42. De Lancey, J. (1999), Structural anatomy of the posterior pelvic compartment as it relates to rectocele, *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, v.180, nº4, p. 815-823.

12. Referências e Bibliografia

43. Papa Petros, P. (2004), The Female Pelvic Floor, Function, Dysfunction and Management According to the Integral Theory, *Springer*.
44. Humphrey, J. (2003), Continuum biomechanics of soft biological tissues. Proceedings: Mathematical, *Physical and Engineering Sciences*, v.459, n°2029, p.3–46.
45. Heinrichs, W. (1996), 3D female pelvic organ models: Comparison of the visible human female with a reproductive age pelvis. In Banvard, R. A., *The Visible Human Project Conference Proc, Maryland, USA*.
46. Janda, S., Van der Helm, F., and Blok, S. (2003), Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite elements modelling purposes. *Journal of Biomechanics*, v.36, n°6, p. 749–757.
47. Hoyte, L., Jakab, M., Warfield, S., Shott, S., Flesh, G., and Fielding, J. (2004), Levator ani thickness variations in symptomatic and asymptomatic women using magnetic resonance-based 3-dimensional color mapping. *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, v.191, n°3, p.856–861.
48. Boukerrou, M., Lambaudie, E., Dubois, P., and Cosson, M. (2004), Etude préliminaire d'un modèle mécanique de cavité vaginale, *ITBM-RBM*, v.25, n°1, p.3–14.
49. Leval, J. (2003), Novel surgical technique for the treatment of female stress urinary incontinence: transobturator vaginal tape inside-out, *European Urology*, v.44, p.724 – 730.
50. Zahalak, G. (1981), A distribution-moment approximation for kinetic theories of muscular contraction, *Mathematical Biosciences*, v.55, p.89–114.
51. Dimpfl, T., Jaeger, C., Mueller-Felber, W., Anthuber, C., Hirsch, A., Brandmaier, R., and Schuessler, B. (1998), Myogenic changes of the levator ani muscle in premenopausal women: The impact of vaginal delivery and age, *Neurourology and Urodynamics*, v.17, n°3, p.197–205.
52. Gregory, W. and Nygaard, I. (2004), Childbirth and pelvic floor disorders, *Clinical Obstetrics and Gynecology*, v.47, n°2, p.394–403.
53. Davila, G., Ghoniem, G., and Wexner, S. (2006), Pelvic Floor Dysfunction, A Multidisciplinary Approach. *Springer-Verlag*.
54. Llewellyn-Jones, D. (2006), Fundamentals of Obstetrics and Gynaecology, *Elsevier Health Sciences*, v.8, n°1, p.61.

12. Referências e Bibliografia

55. Janda, S. (2006), Biomechanics of the pelvic floor musculature. *PhD thesis, Technische Universiteit Delft.*
56. Humphrey, J. and Yin, F. (1987), On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue: A pseudostrain-energy function. *Journal of biomechanical engineering*, v.109, n°4, p.298–304.
57. CLINICAL INNOVATIONS, Kiwi Complete Vacuum Delivery System.
58. DeCherney, A. and Nathan, L. (2003), Current Obstetric & Gynecologic Diagnosis & Treatment, 9^{ed}. *McGraw-Hill.*
59. Lien, K., Mooney, B., DeLancey, J. O., and Ashton-Miller, J. (2004), Levator ani muscle stretch induced by simulated vaginal birth, *The American College of Obstetricians and Gynecologists*, v.103, n°1, p.31–40.
60. Brooks, S., Zerba, E., and Faulkner, J. (1995), Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice, *The Journal of Physiology*, v.488, n°2, p.459–69.
61. Lien, K., Morgan, D., DeLancey, J. O., and Ashton-Miller, J. (2005), Pudendal nerve stretch during vaginal birth: A 3D computer simulation, *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, v.192, n°5, p.1669–1676.